



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公開本

(11) 公開編號：TW 202412866 A

(43) 公開日：中華民國 113 (2024) 年 04 月 01 日

(21) 申請案號：112121881

(22) 申請日：中華民國 112 (2023) 年 06 月 12 日

(51) Int. Cl. : A61M5/142 (2006.01)

A61M5/168 (2006.01)

(30) 優先權：2022/06/13 美國

63/351,747

(71) 申請人：美商 I C U 醫學公司 (美國) ICU MEDICAL, INC. (US)

美國

(72) 發明人：雅克森 詹姆士 杜恩 JACOBSON, JAMES DUANE (US)；布萊恩 傑拉德 威

廉 BRANN, GERALD WILLIAM (US)；克拉吉斯 金斯伯瑞 克林 雷

KLAGGES-KINGSBURY, KERIN LEIGH (US)；庫喜諾 羅伯特 P

COUSINEAU, ROBERT P. (US)

(74) 代理人：陳長文；黃章典

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：22 項 圖式數：6 共 80 頁

(54) 名稱

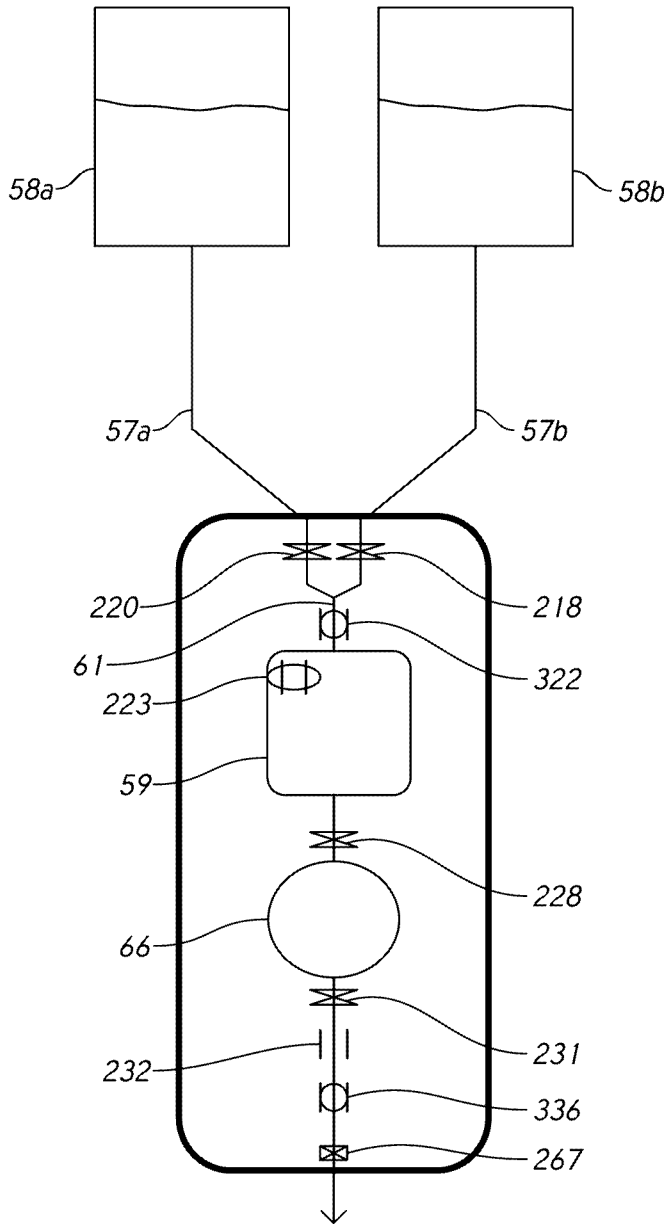
實質上連續靜脈內輸注相同或實質上相同的醫用流體並更換流體源之系統和方法

(57) 摘要

在某些實施例中，揭示一種具備可連接至一或多個靜脈內流體輸注源之一可棄式可插入泵筒之電子靜脈內輸注泵，其中該泵耦合至一第一流體貯存器及一第二流體貯存器，其中選擇性地自該第一流體貯存器及該第二流體貯存器抽取流體以向一患者提供實質上相同醫用流體之實質上連續輸注。

Disclosed in some embodiments is an electronic intravenous infusion pump provided with a disposable, insertable pump cartridge that is connectable to one or more intravenous fluid infusion sources, wherein the pump is coupled to a first fluid reservoir and a second fluid reservoir, wherein fluid is selectively drawn from the first fluid reservoir and the second fluid reservoir to provide substantially continuous infusion of substantially the same medical fluid to a patient.

指定代表圖：



【圖3B】

符號簡單說明：

57a:主要管線/入口/管線 A/入口管線/主要近端流體管線 A/管路

57b:次要管線/第二管線/入口/管線 B/入口管線/流體管線 B/經耗盡管線 B 管線/管路

58a:第一流體貯存器/第一貯存器/流體貯存器/經耗盡管線 A 貯存器/貯存器/貯存器尖頭

58b:第二貯存器/第二流體貯存器/流體貯存器/貯存器/貯存器尖頭

59:空氣阱/空氣阱腔室

61:共同通道

66:泵送腔室/腔室

218:B 閥/管線 B 閥/銷/閥/入口閥/管線 B 選擇閥

220:A 閥/管線 A 閥/銷/入口閥/管線 A 選擇閥/閥

223:近端壓力感測器/壓力感測器/近端微機電系統壓力感測器

228:入口閥/銷/閥/入口閥銷

231:出口閥/銷/閥

232:遠端壓力感測器/遠端微機電系統壓力感測器

267:精密重力流量調節器

322:近端管線內空氣感測器/感測器/空氣感測器/管線內空氣感測器

336:遠端管線內空氣感測器



【發明摘要】

【中文發明名稱】

實質上連續靜脈內輸注相同或實質上相同的醫用流體並更換流體源之系統和方法

【英文發明名稱】

SYSTEMS AND METHODS FOR SUBSTANTIALLY CONTINUOUS INTRAVENOUS INFUSION OF THE SAME OR SUBSTANTIALLY THE SAME MEDICAL FLUID WITH FLUID SOURCE REPLACEMENTS

【中文】

在某些實施例中，揭示一種具備可連接至一或多個靜脈內流體輸注源之一可棄式可插入泵筒之電子靜脈內輸注泵，其中該泵耦合至一第一流體貯存器及一第二流體貯存器，其中選擇性地自該第一流體貯存器及該第二流體貯存器抽取流體以向一患者提供實質上相同醫用流體之實質上連續輸注。

【英文】

Disclosed in some embodiments is an electronic intravenous infusion pump provided with a disposable, insertable pump cartridge that is connectable to one or more intravenous fluid infusion sources, wherein the pump is coupled to a first fluid reservoir and a second fluid reservoir, wherein fluid is selectively drawn from the first fluid reservoir and the second fluid reservoir to provide substantially continuous infusion of substantially the same medical fluid to a patient.

【指定代表圖】

圖3B

【代表圖之符號簡單說明】

57a: 主要管線/入口/管線A/入口管線/主要近端流體管線A/管路

57b: 次要管線/第二管線/入口/管線B/入口管線/流體管線B/經耗盡管線B管線/管路

58a: 第一流體貯存器/第一貯存器/流體貯存器/經耗盡管線A貯存器/貯存器/貯存器尖頭

58b: 第二貯存器/第二流體貯存器/流體貯存器/貯存器/貯存器尖頭

59: 空氣阱/空氣阱腔室

61: 共同通道

66: 泵送腔室/腔室

218: B閥/管線B閥/銷/閥/入口閥/管線B選擇閥

220: A閥/管線A閥/銷/入口閥/管線A選擇閥/閥

223: 近端壓力感測器/壓力感測器/近端微機電系統壓力感測器

228: 入口閥/銷/閥/入口閥銷

231: 出口閥/銷/閥

232: 遠端壓力感測器/遠端微機電系統壓力感測器

267: 精密重力流量調節器

322: 近端管線內空氣感測器/感測器/空氣感測器/管線內空氣感測器

336: 遠端管線內空氣感測器

【發明說明書】

【中文發明名稱】

實質上連續靜脈內輸注相同或實質上相同的醫用流體並更換流體源之系統和方法

【英文發明名稱】

SYSTEMS AND METHODS FOR SUBSTANTIALLY CONTINUOUS INTRAVENOUS INFUSION OF THE SAME OR SUBSTANTIALLY THE SAME MEDICAL FLUID WITH FLUID SOURCE REPLACEMENTS

【技術領域】

【0001】本發明係關於靜脈內輸注泵，包含電子控制的靜脈內輸注泵。

【先前技術】

【0002】全世界需要醫療照護之患者通常接受靜脈內輸注治療，尤其係在手術期間或在住院時。此過程通常涉及經由通常放置在手或臂中之一針或導管而接達患者之靜脈系統，且然後將該針或導管耦合至與一或多種不同類型之治療流體連通之一管路組。一旦連接，流體便自流體源穿過管路組及導管行進至患者體內。該流體可為患者提供特定期望之益處，諸如維持水合作用或營養、減少感染、減輕疼痛、降低血凝塊之風險、維持血壓、提供化療及/或向患者遞送任何其他適合的藥品或其他治療液體。與流體源及患者連通之電子輸注泵可幫助增加向患者遞送流體之準確性及連貫性，但當前電子輸注泵存在進一步改良之機會。

【發明內容】

【0003】 在某些實施方案中，一電子靜脈內輸注泵具備具有至少兩個流體入口之一個可棄式可插入泵筒，該至少兩個流體入口分別可選擇性地連接至兩個或更多個靜脈內流體輸注源及/或供應管線。該泵可經組態而以流體入口中之一最初流體入口開始依序抽取液體直至與彼流體入口連通之靜脈內流體輸注源被耗盡，然後自動轉移至一不同流體入口直至與彼不同入口連通之各別靜脈內流體輸注源被耗盡，且然後再次自動轉移至又一入口或轉移回至最初入口，等等。藉由自動轉移至自非空的、滿的、含有液體的或已被補充的一流體源或供應管線抽取液體，該循環係可連續重複的。在某些實施方案中，一健康照護提供者不需要在一特定靜脈內流體輸注源被耗盡時之精確時刻出現，以在彼時刻將流體流動切換至另一源或者更換或填充經耗盡靜脈內流體輸注。而是，健康照護提供者可藉由對泵進行程式化且然後在他或她的工作流程中之一方便時間週期性地更換經耗盡靜脈內流體輸注源或供應管線而建立一實質上連續的靜脈內流體流動。若空氣藉由一經耗盡流體輸注源(例如，一IV袋)被引入至一流體管線中，則泵可經組態以感測空氣並逆轉液體流動以將空氣返回至經耗盡袋中或返回至一新的供應容器中，而不會在患者輸注中產生一臨床上顯著的中斷。亦可或另一選擇係藉由將空氣陷獲在一個可棄式匣盒中而移除空氣。

【0004】 在某些實施方案中，提供一種用於控制一輸注泵系統之一輸注泵之操作之控制系統。該輸注泵系統可包含一第一流體貯存器及一第一供應管線、一第二流體貯存器及一第二供應管線、具有與該第一流體貯存器及該第二流體貯存器進行選擇性流體連通之一內部共同通道之一個可棄式匣盒，以及一輸注泵。該共同通道可與一出口管流體連通，該出口管與一患者之靜脈系統流體連通。該輸注泵可操作以驅動流體穿過該共同通

道到達一患者遞送管線中。該系統包含一或多個硬體處理器。該系統包含儲存可執行指令之一記憶體，該等可執行指令在由該一或多個硬體處理器執行時組態該輸注泵以：透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取流體；在接收到該第一流體貯存器被耗盡之一指示後，旋即自動中止自該第一流體貯存器抽取流體並透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取流體；及在接收到該第二流體貯存器被耗盡之一指示後，旋即自動中止自該第二流體貯存器抽取流體並開始透過該共同通道而自經更換或補充的第一流體貯存器抽取流體。透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取並被遞送給患者之流體可與透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取並被遞送給患者之流體係實質上依次連續的。此外，根據需要，貯存器之增量、順序更換或補充可持續諸多循環。

【0005】 在某些實施方案中，提供一種用於控制一輸注泵系統之一輸注泵之操作之方法。該輸注泵系統包含一第一流體貯存器、一第二流體貯存器、與該第一流體貯存器及該第二流體貯存器進行選擇性流體連通之一共同通道以及一輸注泵。該輸注泵可操作以驅動流體穿過該共同通道。該方法包含：透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取流體；在接收到該第一流體貯存器被耗盡之一指示後，旋即自動中止自該第一流體貯存器抽取流體並透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取流體；及在接收到該第二流體貯存器被耗盡之一指示後，旋即自動中止自該第二流體貯存器抽取流體並透過該共同通道而自經更換或補充的第一流體貯存器抽取流體。透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取之流體與透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取之流體係實質上依次連續的。此外，根據需要，貯存器之增量、順序更換或補充可持續諸多循環。

【0006】 在某些實施方案中，提供一種用於控制一輸注泵系統之一輸注泵之操作之控制系統。該輸注泵系統包含一第一流體貯存器、一第二流體貯存器、與該第一流體貯存器及該第二流體貯存器進行選擇性流體連通(諸如透過一或多個閥之動作)之一共同通道以及一輸注泵。該輸注泵可操作以驅動流體穿過該共同通道。該控制系統包含：一或多個硬體處理器；及一記憶體，其儲存可執行指令，該等可執行指令在由該一或多個硬體處理器執行時組態該輸注泵以：透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取流體；在接收到該第一流體貯存器被耗盡之一指示後，旋即自動中止自該第一流體貯存器抽取流體並透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取流體；及在接收到自該第一流體貯存器抽取流體之指令後，旋即自動中止自該第二流體貯存器抽取流體並透過該共同通道而自經更換或補充的第一流體貯存器抽取流體。透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取之流體與透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取之流體係實質上依次連續的。被遞送給患者之流體亦跨越此等轉換係實質上依次連續的。此外，根據需要，貯存器之增量、順序更換或補充可持續諸多循環。

【0007】 在某些實施方案中，提供一種用於控制一輸注泵系統之一輸注泵之操作之方法。該輸注泵系統包含一第一流體貯存器、一第二流體貯存器、與該第一流體貯存器及該第二流體貯存器進行選擇性流體連通之一共同通道以及一輸注泵。該輸注泵可操作以驅動流體穿過該共同通道。該方法包含：透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取流體；在接收到自該第一流體貯存器耗盡流體之一指示後，旋即自動中止自該第一流體貯存器抽取流體並透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取流體；及在接收到自該第一流體貯存器抽取流體之指令後，旋即自動中止自該第二流體貯存

器抽取流體並透過該共同通道而自經更換或補充的第一流體貯存器抽取流體。透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取並被遞送給患者之流體可與透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取並被遞送給患者之流體係實質上依次連續的。此外，根據需要，貯存器之增量、順序更換或補充可持續諸多循環。

【圖式簡單說明】

【0008】提供以下圖式及相關聯說明以圖解說明本發明之實施方案且並不限制申請專利範圍之範疇。

【0009】圖1A至圖1E分別展示一輸注泵之一實例之前視透視圖、前視立面圖、後視立面圖、俯視平面圖及側視立面圖。

【0010】圖2A展示可與圖1之泵一起使用之一匣盒之一實例。

【0011】圖2B至圖2D展示可與圖1之泵一起使用的與圖2A之匣盒相同或類似之一匣盒之一實例。

【0012】圖2E展示可用於自複數個注射器抽取流體的與圖2A之匣盒相同或類似之一匣盒之一實例。

【0013】圖3A圖解說明可與圖2A至圖2E之匣盒進行互動之一泵驅動器之組件。

【0014】圖3B圖解說明諸如可由圖3A之硬體控制的穿過諸如圖2A至圖2E中所展示之彼等匣盒中之一或多者之一匣盒的一流體路徑。

【0015】圖3C示意性地圖解說明硬體(例如，圖3A)如何沿著一流體路徑與一匣盒(例如，圖2A至圖2E)進行互動以影響流動。

【0016】圖3D展示一醫用泵系統之某些功能組件之一示意圖之一實例，該等功能組件可與此申請案中其他地方所圖解說明或闡述之功能組件

一起使用或對其進行替代。

【0017】 圖4係由泵執行之一實質上連續輸注過程之一實例之一流程圖。

【0018】 圖5係由泵執行之一實質上連續輸注過程之一實例之一流程圖。

【0019】 圖6A係在流體源之間的一改變期間、諸如當一第一注射器流體源耗盡且一第二注射器流體源被附接並重新開始泵送時去往一患者之流體流動之一典型中斷的一圖。

【0020】 圖6B係在一實質上連續輸注過程期間泵之輸注速率之一圖之一實例。

【0021】 圖6C係在包含流體流動輸注過程中之較小增加及降低之一實質上恆定速率期間泵之輸注速率之一圖之一實例。

【實施方式】

【0022】 此說明書提供對諸多裝置、組件、總成及子總成之文字說明及圖解說明以用於向一患者提供實質上連續或「無限的」流體輸注。在一個實例中闡述及/或圖解說明之任何結構、材料、功能、方法或步驟可由其自身使用，或與在另一實例中所闡述及/或圖解說明或在此領域中所使用之任何結構、材料、功能、方法或步驟一起使用，或者替代該結構、材料、功能、方法或步驟使用。文字及圖式僅提供實例且不應被解釋為限制性或排他性的。此申請案中揭示之特徵皆不被視為關鍵的或必不可少的。圖式中所圖解說明之組件之相對大小及比例形成此說明書之支援性揭示內容之一部分，但不應被視為限制任何技術方案，除非在此技術方案中進行陳述。流體係能夠流動並在一適度的力之作用下改變其形狀的諸如一

液體或氣體之一物質。液體係在靜脈內治療期間可被輸注至一患者內之一流體。

某些實施方案中之優點之實例

【0023】 患者經常接受自呈IV袋或注射器形式之液體源容器之靜脈內治療，該等IV袋或注射器附接至自源容器進行抽取之電子控制的大容積輸注泵。當液體自一IV袋被泵送出時，袋壁被拉在一起，從而有效地減小袋內之容積；且當液體藉由泵之作用而被泵送出一注射器時，注射器柱塞向遠端推進，從而有效地減小恆定容積注射器筒體內之液體容納體積。在某些實施例中，當使用一通氣式注射器適配器自一注射器進行抽取時，空氣可更換自注射器容積排出之流體。在某些實施例中，可在第一或第二流體源容器或貯存器上提供一電子可讀取資料源(諸如一RFID標籤、一條碼或一QR碼)，該電子可讀取資料源可提供與一患者輸注相關之任何或所有資訊，諸如一患者之識別、源容器或貯存器中之藥物名稱、源容器或貯存器中之藥物濃度及/或源容器或貯存器中之藥物之用藥說明中之一或多者。

【0024】 在醫院及其他健康照護機構之繁忙工作流程中，當一患者之IV袋耗盡時，健康照護提供者不可能總是此刻在場以供應一新的袋並針對一新的輸注過程對患者之IV泵進行重新程式化。因此，在諸多例項中，在一患者等待一健康照護提供者來提供一新的IV袋或注射器之同時，一患者之IV輸注暫時停止。然而，對於某些患者、尤其係在強化醫療照護下之患者，需要在一延長的時間週期內進行特定藥物之一實質上連續流動。舉例而言，一患者可需要連續遞送一血管活性藥物來維持血壓等。當此等醫用流體或任何其他適合類型之實質上連續輸注之醫用流體被中斷時，患者

之血流中之藥物位準可降低至低於一可接受位準，治療效果可減弱，且患者之進展或治癒可停止或逆轉。關於自袋中遞送，由於一現有的袋與泵及患者流體連通，因此臨床醫師可向該袋添加流體，此引入了對該袋之總剩餘體積及到期時間之混淆，現在在不同的時間添加藥物。有時，臨床醫師亦可懸掛另一袋且將其並行地流體連接至泵上游之第一袋，此引入了未知剩餘可用體積及現在並行輸注之預期到期時間的相同限制，並使用管路組上之上游埠來達成增量袋之引入。

【0025】 在某些實施方案中，即使在輸注源之間的轉換期間(例如，當在耗盡的IV袋或注射器與含有流體的IV袋或注射器之間切換時)、即使當空氣被暫時引入至一泵送匣盒或管線中時及/或即使在一流體源耗盡流體時不需要一健康照護提供者此刻在場之情況下，亦可向一患者提供醫用流體之一實質上連續流動。一靜脈內流體輸注泵可經程式化以在一開放式或實際上「無限的」時間週期內(包含當自一第一流體源轉換至實質上相同流體之一或多個其他源且然後以一實質上連續方式回到實質上相同流體之經更換或補充的第一流體源時)實質上連續地向一患者輸注醫用流體。當使用一基於匣盒之輸注泵自源容器抽取流體時，流體源可經由匣盒之上游側上之複數個不同的埠而與匣盒流體連通。一醫用流體匣盒可為經組態以快速附接至一醫用流體泵及自該醫用流體泵移除之一個可棄式組件。醫用流體匣盒可在一內部空間中接收流體且可包含用於泵送之組件，諸如一泵送介面區域、一或多個醫用流體連接器、一或多個通氣孔及/或一或多個感測器或感測區域。

【0026】 在某些實例中，經耗盡流體或一耗盡流體容器(諸如一IV袋)可指處於一耗盡區帶中之流體或一流體容器之一狀態。一耗盡區帶係

其中第一流體貯存器、第二流體貯存器或一後續流體貯存器中之流體完全耗盡或接近耗盡之一狀態。舉例而言，耗盡區帶可包含如下一狀態：其中在一貯存器中無剩餘流體(「完全耗盡」)，或在一流體貯存器中僅剩餘和在流體貯存器與另一醫用裝置(例如，另一醫用流體管線、連接器、匣盒、筒、貯存器或容器)之間延伸並連接該流體貯存器與該另一醫用裝置的一流體管線之大約一內容積對應的一定量之流體，使得貯存器中之剩餘流體可被轉移出貯存器並進入另一醫用裝置中，而不會自貯存器引入空氣或真空(「接近耗盡」)。在某些實例中，耗盡區帶可表示為如下一狀態：其中一貯存器含有在一流體貯存器中剩餘的一定量之流體，該一定量之流體將在一指定時間量內被完全耗盡，從而使貯存器完全變空。舉例而言，耗盡區帶可表示為如下一狀態：其中以一給定輸注速率，在大約三十秒或大約一分鐘內，一貯存器中剩餘之一定量之流體將被完全耗盡。在某些實例中，時間週期可在控制器中預設或由一使用者設定。可以如說明書中任何地方所闡述之任何其他方式判定耗盡區帶。舉例而言，可藉由電子感測系統之一或多個部分(諸如一醫用流體貯存器、一醫用流體管線、一醫用流體匣盒及/或一醫用流體連接器(例如，一Y型連接器)中之一或多者)中之流體缺乏或者一氣泡或真空之存在而實現對處於一流體耗盡區帶中之一貯存器之識別。可使用任何適合的裝置或方法(諸如紅外線或超音波感測)來實現電子感測。

【0027】 可以一或多種方式偵測或感測一流體源之耗盡，包含：(a) 感測到一流體管線中或匣盒內之一流體壓力降低；(b) 感測到一流體管線中或匣盒內之空氣；及/或(c) 感測到一注射器流體源中之一「堵塞」或在泵衝程期間由注射器柱塞到達注射器筒體之遠端(此可藉由在控制器內驗

證注射器容積、輸注速率及輸注時間在耗盡範圍內而確認)引起的真空之產生。可以一或多種方式實現壓力及/或壓力改變之感測，包含藉由使用一或多個壓電感測器、應變計感測器、聲學感測器、光(例如，紅外線)感測器等。在某些實施例中，可藉由判定移動泵送致動器(例如，柱塞)所需之力或電流之一改變(例如，降低或增加)而偵測或確認一堵塞之感測。

【0028】 當在匣盒或一流體管線中偵測到空氣時，可將空氣快速朝向或向一經耗盡源容器中或者朝向或向當前正自其抽取液體之一當前流體容器中反向充注(諸如當經耗盡源容器已被移除以用於重新填充時)。在某些實施例中，藉由修改電子控制的閥之打開及關閉(例如，在泵送衝程期間關閉出口閥並打開一個入口閥且然後(若需要)在吸入衝程期間打開一個其他入口閥)直至空氣自匣盒及/或流體管線中被移除或清除而實現反向充注。此後可立即繼續進行輸注，而不會顯著中斷治療流體向患者之流動。當實質上相同的醫用流體自亦附接至輸注泵之另一流體源容器同時輸注至患者內時，可在一健康照護提供者之工作流程期間的任何時間方便地暫時拆卸、移除及更換及/或重新填充一或多個經耗盡醫用流體容器。

【0029】 在某些實施方案中，對去往一患者內之總流體輸注之電子記錄及追蹤可為精確且全面的。替代維持輸注至患者中之IV流體之每一袋或注射器之一單獨離散的記錄或日誌、需要一健康照護提供者將相同類型之醫用流體之所有單獨袋容積相加來判定一總輸注量，泵可經組態以記錄及/或顯示在一特定時間週期內已被輸注至一特定患者內之一單個醫用流體或醫用流體組合之一連續增加的量。

【0030】 在某些實施方案中，可減少與向一患者內輸注醫用流體相關之總成本及浪費。某些醫用流體係極其昂貴的且在較大容器及較小容器

中提供。在某些情形中，較大容器之容積係較小容器之容積之幾倍。對於一特定患者，可不必要輸注在一較大容器中提供之所有藥物；而是，患者可僅需要透過多次施用較小容器而提供之一定數量之藥物，該等較小容器共同地將小於一個較大容器。然而，在某些情形中，繁忙的健康照護提供者意識到，其在一較小藥物容器耗盡時可並不總是能夠立即用另一較小藥物容器來更換該較小藥物容器，此可導致患者之流體施用之一不期望中止。因此，健康照護提供者通常簡單地將一較大容器附接至輸注泵但對該較大容器進行程式化以僅輸注一部分量之流體且然後丟棄剩餘流體，藉此增加流體施用之成本及浪費。藉由准許一健康照護提供者將多個較小容積預先附接至輸注泵且然後將該泵組態為自一個自動轉換至另一個，健康照護提供者不需要在轉換期間之精確時刻出現且可僅施用患者所需要之量，藉此節省金錢、減少浪費、在臨床醫師不在患者之房間中時達成自動源轉換且避免向一患者之醫用流體供應之中止。

【0031】與作為一泵填充循環之一態樣自注射器抽取流體相反，可控地將流體自一注射器擠出之注射器泵通常具有較長啟動時間以達到經程式化目標速率。此乃因泵對機械鬆弛之吸收以及在達成準確遞送之前對撓性注射器及可消耗之管路組加壓。當傳統注射器泵被程式化為處於較低且非常低的速率(舉例而言，小於幾毫升/小時或小於1毫升/小時)時，此啟動延遲尤其明顯。在某些實施例中，自接連注射器進行抽取之一泵減少了每次在一傳統注射器泵上變換注射器時原本將引入的遞送延遲。

泵系統之實例

【0032】在某些實施方案中，一泵系統可包含一可再使用泵驅動器及一個可棄式臨時流體保持器，諸如一流體匣盒、注射器、管路區段等。

通常適於一單個患者僅使用一次及/或僅使用有限時間之一個可棄式匣盒通常係具有一塑膠殼體之一小單元，該塑膠殼體具有分別透過撓性管路連接至流體供應容器以及透過一針而靜脈內連接至接收流體之患者的至少一個入口及一出口。在某些實施方案中，匣盒可包含一泵送腔室。穿過腔室之流體流動可由電子致動閥以及由泵驅動器以一受控方式啟動之一柱塞或泵送元件控制。舉例而言，匣盒腔室可具有由一撓性隔膜或膜片形成之一個壁，柱塞以一往復方式重複地壓靠在該壁上，此致使流體流動。泵驅動器可包含用於控制流體流入及流出匣盒中之泵送腔室之柱塞或泵送元件，且該泵驅動器亦可包含一或多個控制件及/或電子致動閥以幫助以一預設定速率、以一預定方式、在一特定預選擇時間內及/或以一預選擇總劑量將流體遞送給患者。

【0033】 在某些實施方案中，在一吸入泵送衝程期間，一第一電子控制的入口閥可打開且一第二電子控制的出口閥可關閉。在此衝程開始時，泵柱塞及隔膜或膜片在泵送腔室內部之一向內位移的位置中開始。泵柱塞然後自泵送腔室退出，從而允許隔膜或膜片自其先前向內位移的位置快速縮回或拉回至泵送腔室之內部外側之一靜止位置，從而有效地增加泵送腔室之容積。此動作透過打開的入口自流體源抽取流體並將流體抽取至泵送腔室中。在一泵送衝程期間，第一電子控制的入口閥可關閉且第二電子控制的出口閥可打開。然後，泵柱塞在相反方向上移動，從而迫使隔膜或膜片回到泵送腔室中以透過出口閥將泵腔室中所容納之流體推出。藉由以一電子控制的方式重複此閥調及泵送動作，流體以一系列脈衝被推入及推出匣盒。當脈衝快速連續出現時，向患者之流動接近一連續流動。

【0034】 在某些實施例中，吸入衝程係極其快速的(例如，發生在小

於或等於約1秒或約5秒內)，但泵送衝程慢得多(例如，發生在至少約1分鐘或約2分鐘或更多分鐘內，或者甚至延長至約2小時或約3小時或更多小時內)。泵送衝程可由泵柱塞經由諸多非常小的向內推進步階(例如，至少約100個步階或至少約150個步階或者至少約500個步階或更多個步階)而實現。雖然在吸入衝程期間向患者之流體流動被間歇地中斷極短的週期，但自流體源至患者之整體流體流動係實質上連續的。流體流動之中斷可持續如此短的時間，使得其不會在向患者遞送流體時產生臨床上顯著的延遲。舉例而言，短的中斷通常不會導致患者血流中之藥物濃度之任何臨床上顯著的降低，此乃因由一患者代謝大量藥物所需之時間比單次中斷之時間長得多。

【0035】 可以諸多方式實現透過一匣盒之受控流體泵送。在美國專利第7,258,534號中揭示用於透過一匣盒泵送流體之方法及結構之一實例，該美國專利含有之所有內容(包含但不限於泵驅動器及可棄式流體保持器之實例)以引用之方式併入本文中。請考慮，在‘534專利中所闡述及/或圖解說明之任何結構、材料、功能、方法或步驟可與在此說明書之文字或圖式中所闡述及/或圖解說明之任何結構、材料、功能、方法或步驟一起使用或者替代該結構、材料、功能、方法或步驟。

泵系統組件之實例

【0036】 圖1A至圖1E展示一電子醫用靜脈內泵10，該電子醫用靜脈內泵具有一殼體12及附接至殼體12之至少一個機電泵驅動器14。如所圖解說明，複數個泵驅動器14(例如，至少兩個)可整體地設置於一單個醫用泵10之同一殼體12內。泵驅動器14中之任一者或兩者可包含部分或完全地封圍泵驅動器14之一外表面之一蓋16、附接至蓋16之一指示器18(例

如，一照明通信器)、一或多個管保持器19以及一裝載器20，該裝載器經組態以牢固地接納並以可釋放方式保持一個可棄式流體保持器(例如，參見圖2A至圖2D)，包含但不限於一匣盒、注射器及/或管路。一或多個管保持器19可經組態而以可移除方式接納並牢固地保持一或多個流體輸送管，當流體保持器被接納至裝載器20中時，該一或多個流體輸送管延伸至流體保持器中或自流體保持器離開。指示器18可諸如藉由暫時用一或多種顏色照明而向一使用者傳遞一或多個訊息。一或多個訊息之實例包含確認在指示器附近之一泵驅動器14當前係活動的且正在泵送或者自一使用者接收之一或多個指令將應用於指示器18附近之一泵驅動器14。裝載器20可為具有多個移動部分之一機構，該機構打開、關閉、擴展、收縮、扣緊、抓握、釋放及/或與流體保持器耦合以在流體泵送至患者內期間將流體保持器牢固地保持在泵10上或其內。裝載器20可毗鄰於指示器18在蓋16附近整合至泵10中且定位於該泵上或其內。

【0037】可設置有一使用者通信器(諸如顯示/輸入裝置200)以向一使用者傳達資訊及/或自該使用者接收資訊(例如，以一互動方式)。如所圖解說明，使用者通信器係一觸控螢幕，該觸控螢幕經組態以透過一經照明動態顯示器向一使用者提供資訊且經組態以感測一使用者之觸控以做出選擇及/或允許使用者輸入指令或資料。舉例而言，顯示-輸入裝置200可准許使用者輸入並查看輸注速率之確認、待輸注之流體體積(VTBI)、被輸注之藥品類型、患者之姓名及/或任何其他有用資訊。顯示-輸入裝置200可經組態以在一連續基礎上顯示一或多個泵送參數，諸如被輸注之藥品名稱、輸注速率、已被輸注之體積及/或待輸注之剩餘體積，及/或輸注經過的時間及/或經程式化輸注過程之剩餘時間等。如所展示，觸控螢幕可為

非常大的，例如至少約4英吋乘至少約6英吋或者至少約6英吋乘至少約8英吋。在所圖解說明實例中，觸控螢幕填充泵10之實質上整個前表面(參見圖1A)，在前表面上僅具有環繞觸控螢幕之一較小保護邊界。如所展示，觸控螢幕包括泵10之前部之表面積之至少約80%或至少約90%。在某些實施方案中，觸控螢幕之前部包括一清透玻璃或塑膠板，該清透玻璃或塑膠板可以阻止液體進入之一方式(諸如使用可承受反覆曝露於醫院中常用之清潔劑及消毒劑而不會顯著退化的一防水墊圈及/或黏合劑)附接至殼體20。

【0038】一致動器21可與使用者通信器分開提供。致動器21可經組態以接收一輸入及/或向一使用者顯示資訊。如所展示，致動器21係一電源按鈕，其准許使用者按下致動器21以將泵10開啟電源。致動器21可經照明以向使用者傳達泵10已通電。若電源電量不足，則致動器21可改變照明顏色以快速向一使用者展示一電源需要被補充。

【0039】在某些實施方案中，另一選擇係或另外，使用者通信器(諸如一顯示/輸入裝置200)可包括一或多個螢幕、揚聲器、燈、觸覺振動器、電子數字及/或字母讀數、鍵盤、實體或虛擬按鈕、電容性觸控感測器、麥克風及/或相機等。

【0040】在使用期間，泵10通常定位於通常躺在一床上或坐在一椅子上自泵10接收流體輸注之患者附近。在某些實施方案中，泵10可被組態為一流動泵，該流動泵將通常包含一較小殼體、使用者通信器、電池等，以便在一行動患者上或附近方便地運輸。在諸多實施方案中，泵10附接至毗鄰於患者之床或椅子之一IV桿架(未展示)。如所展示，泵10可包含一連接器80，該連接器經組態以將泵10以可移除方式附接至IV桿架。如

所展示，連接器80可包括具有一較大易於抓握的使用者致動器(諸如一可旋轉旋鈕81)之一可調整夾具，該較大易於抓握的使用者致動器可經組態以選擇性地推進或縮回一螺紋軸件82。在軸件82之與旋鈕81相對之一端處係一桿接觸表面，該桿接觸表面可由使用者可旋轉地推進以抵靠桿之一選定區域而施加一力，從而將該桿緊緊地推靠在泵10之一後表面上，藉此在使用期間將泵10牢固地保持在該桿上之適當位置中。軸件82之接觸表面所耦合的該桿之選定區域可經選擇以便將泵10定位於一所要高度處以用於方便且有效的泵送以及與患者及使用者進行互動。

【0041】 泵10可包含一電源90。在某些實施方案中，電源可包括用於選擇性地向泵10供應電力之一或多個通道。舉例而言，如所圖解說明，電源90可包括經組態以附接至一電出口之一電纜92及/或一可攜式可再充電電池94。泵10之一或多個組件可使用任一或兩種電源來操作。電纜92可經組態以向泵10供應電力及/或向電池94供應電力以對電池94進行再充電或維持該電池中之電力。

【0042】 在泵10之殼體20內部，可提供各種電系統以控制及調節由泵10向患者內之醫用流體泵送及/或與使用者及/或一或多個其他實體進行通信。舉例而言，泵10可包含一電路板，該電路板包含一使用者介面控制器(UIC)，該UIC經組態以控制可顯示於使用者通信器或顯示/輸入裝置200上之一使用者介面(諸如一圖形使用者介面)並與該使用者介面進行互動。泵10可包含一印刷電路板，該印刷電路板包含控制一或多個泵驅動器14之一泵馬達控制器(PMC)。在某些實施方案中，PMC位於與UIC分開之一電路板上及/或PMC獨立於UIC並可與UIC分開操作，PMC及UIC中之每一者包含能夠並行及獨立操作之不同電子處理器。在某些實施方案中，至

少提供能夠彼此並行及獨立操作之兩個PMC，每一泵驅動器14具有一單獨且獨立的PMC。泵10可包含一印刷電路板，該印刷電路板包含一通信引擎(CE)，該CE控制泵10與其他實體(除使用者之外)之間的電子通信，諸如與一單獨或遠端使用者、一伺服器、一醫院電子醫療記錄系統、一遠端健康照護提供者、一路由器、另一泵、一行動電子裝置、一近場通信(NFC)裝置(諸如一射頻識別(RFID)裝置)及/或控制及/或監測多個泵10之一中央電腦的電子、有線或無線通信。CE可包含能夠藉由導線或無線地(例如，藉由Wi-Fi、藍芽、蜂巢信號等)傳輸及/或接收電子資訊之一電子傳輸器、接收器及/或收發器，或可與該電子傳輸器、接收器及/或收發器進行電子通信。在某些實施方案中，CE位於與UIC及/或PMC中之任一者或兩者分開之一電路板上，及/或CE獨立於UIC及/或PMC中之任一者或兩者且可與其分開操作，PMC、UIC及CE中之每一者包含能夠並行及獨立操作之不同電子處理器。在某些實施方案中，UIC、CE及PMC中之任何者、某些或全部能夠與其他中之任何者、某些或全部操作隔離，使得其或其等可關斷、停止工作、遇到一錯誤或進入一故障模式及/或重設，而不在操作上影響及/或不會不利地影響其他中之任何者、某些或全部之操作。在此一操作上隔離之組態中，UIC、CE及PMC中之任何者、某些或全部仍可與其他中之任何者、某些或全部進行週期性或連續資料傳送或通信。UIC、PMC及/或CE可被組態於泵10之殼體20內以彼此進行電子通信，從而視需要在其中之每一者之間或當中傳輸資料及/或指令。

【0043】圖2A展示諸如一個可棄式匣盒50之一個可棄式流體保持器之一實例，該可棄式流體保持器包含一塑膠殼體及一撓性彈性矽膜片。在其全文引用之方式併入本文中之美國專利第4,842,584號中所闡述及/或

圖解說明之任何結構、材料、功能、方法或步驟(包含但不限於泵送匣盒)可由其自身使用，或與在此說明書中所闡述及/或圖解說明之任何結構、材料、功能、方法或步驟一起使用，或者替代該結構、材料、功能、方法或步驟。匣盒50之塑膠殼體可包含形成於一主體56中之一或多個(例如，如所展示兩個)流體入口52及一流體出口54。舉例而言，匣盒50可暫時定位於一泵驅動器14之裝載器20中。一或多個流體入口52與一或多個入口管57耦合，該一或多個入口管與含有醫用流體之一或多個醫用流體源(諸如一或多個IV袋、小瓶及/或注射器等)流體連通。若提供多個入口52及入口管57，如所展示，則可透過匣盒50同時向一患者供應多個醫用流體源。流體出口54耦合至一出口管55，該出口管通常藉由通向一患者之血管中之一針而與患者流體連通。

【0044】一撓性彈性膜片在主體56之一內面68上之一泵送腔室66內形成一隔膜60。在操作中，流體透過入口52中之一或多者進入且在壓力下被迫穿過出口54。匣盒50之主體56內之一或多個流體通道藉由泵送腔室66而在入口52與出口54之間輸送流體。在使用之前，匣盒通常充注有流體，通常係生理鹽水。當泵10之一柱塞136(例如，參見圖3)將隔膜位移以使流體自泵送腔室66排出時，一定體積之流體被遞送至出口54。在一吸入衝程期間，柱塞136自隔膜60縮回，且然後流體透過入口52被抽取並進入泵送腔室66中。在一泵送衝程中，泵10將泵送腔室66之隔膜60位移以迫使該泵送腔室中所容納之流體穿過出口54。在某些實施方案中，流動之定向移動可由一或多個供應管線選擇閥(例如，入口52或出口54中之一或多者處)促進。舉例而言，供應管線選擇閥可最初經組態及控制以將流體自一第一流體貯存器58a(例如，袋或注射器)引導至共同通道61中。

在一稍後時間，供應管線選擇閥可經組態及控制以切換為將流體自一第二貯存器58b而非自第一流體貯存器58a引導至共同通道61中。流體可以一系列間隔開之脈衝而非以一連續流動自匣盒50流出。在某些實施方案中，泵10可以一預設定速率、以一預定方式且在一特定(例如，預選擇)時間或總劑量內將流體遞送給一接受者(例如，一患者)。匣盒50可包含與一通氣孔(未展示)連通之一空氣阱59。

【0045】圖2B、圖2C及圖2D展示與圖2A之匣盒相同或類似的一匣盒之三個視圖。在圖2B及圖2C中，舉例而言，流體可自一主要容器流動至一入口52中。流體亦可流動至一次要埠253中，該次要埠可具有帶一可重新密封的開口或一鎖定帽之一Y形連接器。自入口52進入之流體可通過一A閥220。透過一次要埠253進入之流體可通過一B閥218。然後，透過此兩個閥進入之流體可經過一近端管線內空氣感測器222。然後，流體可在一加寬的通路中經過一近端壓力感測器223。

【0046】圖2E展示耦合至注射器63a、63b之與圖2A之匣盒相同或類似的一匣盒之一實例。入口52各自耦合至可重新密封的無針醫用連接器67，其被稱為由加利福尼亞州聖克萊門特(San Clemente, California)的ICU醫療有限公司(ICU Medical, Inc.)售出的Microclave連接器。無針醫用連接器67中之每一者安置於注射器63a、63b之間且耦合至該等注射器中之一者。

匣盒空氣阱

【0047】加寬的通路可形成可允許流體混合之一空氣阱腔室59。空氣阱腔室亦展示於圖2B之側視圖中。空氣阱腔室59可與匣盒成整體。當匣盒門關閉時，空氣阱可在該門之上部邊緣上方被曝露於視野中。空氣在

進入空氣阱之前穿過近端管線內空氣感測器222，在某些實施方案中，該空氣阱可具有至少約2.0 mL (例如，2.15 mL)之一容積。近端壓力感測器(例如，參見圖3C之壓力感測器223)可監測空氣阱腔室59中之壓力。在某些實施方案中，在關閉匣盒門之後，使用者可自近端管路及匣盒空氣阱移除空氣或流體。為了移除該阱或近端管路中之空氣，可需要使用者將一容器附接至一管線B埠(例如，圖2C之次要埠253)。當一遞送未在進行中時，可選擇一鍵、按鈕或其他控制件(例如，一輸注器顯示螢幕上)以反向充注。當使用者選擇反向充注時，舉例而言，此可起始流體自管線A至管線B上之一使用者附接之容器的快速泵送。在某些實施方案中，在一反向充注期間，無流體被遞送至匣盒遠端管線。在釋放反向充注控制件之後，可自動執行一匣盒洩漏測試。

【0048】 在某些實施方案中，在通過一空氣阱腔室59之後，流體可隨後流動穿過一入口閥228並自此流動至一泵送腔室66中。泵送腔室66亦展示於圖2D之側視圖中。自泵送腔室66，流體可流動穿過一出口閥231且然後流動至由一遠端壓力感測器232接達之一加寬的通路中。此通路隨後變窄以通過一遠端管線內空氣感測器236。兩個管線內空氣感測器一近端管線內空氣感測器222及遠端管線內空氣感測器236皆可定位於一通路或管路中之一彎曲部附近，如圖2B及圖2D中之側視圖中所展示。流體可流動穿過或通過圖2D中所見之一精密重力流量調節器267。在圖2D中亦可看到向右突出之一手指握把245。亦展示來自精密重力流量調節器267並通向一患者之一出口管55。圖2B至圖2D之剖面示意圖中所展示之特徵可通常對應於圖2A中所展示之外部匣盒輪廓。

流體遞送

【0049】一泵送系統或輸注器可將流體自兩個或更多個流體源遞送穿過施用組管路、附件及一匣盒之一無菌流體路徑。在某些實施方案中，在流體與一輸注機構子系統(參見圖3A以及圖3C之機電部分356)之間無接觸。在某些實施方案中，泵送力可由圖2A至圖3D中所展示之結構、組態、過程及/或控制系統中之一或多者提供，但亦可使用諸多其他添加或替代物，包含用以幫助實現實質上連續輸注的具有在此說明書中之一或多個實施方案中所揭示之類型之適合閥調及閥控制件的一蠕動泵或一注射器泵。

【0050】在某些實施方案中，一泵送系統可由一使用者程式化或設置以進入一多步驟治療程序，從而藉由自動依序自一第一管線且然後自一或多個額外管線遞送流體並然後返回至第一管線而以一實質上連續方式執行對相同或實質上相同的醫用流體之一輸注。向患者之流體流動仍被視為實質上連續的，即使在泵送的流體吸入衝程期間或在偵測到流體源耗盡之後在一個管線與另一管線之間的自動轉換期間或者在空氣或氣泡清除步驟期間，患者流體流動可能發生短暫中斷。實質上連續的流體流動可包含短暫、離散及/或可預測的流體流動中斷，其不會導致一患者之血流中之經輸注流體體積或藥物濃度之臨床上顯著降低。舉例而言，在某些情形中，流體源容器之自動切換可在少於或等於約10秒內發生，而血流中藥物濃度之「半衰期」長得多，諸如至少約2分鐘且在大多數情形中比這長得多。

【0051】在美國專利第7,402,154號之圖5中圖解說明可與此說明書中之任何實施方案一起使用之一額外或替代輸注泵匣盒。一彈性膜片60形成一入口隔膜62、通常在64處指示之一出口隔膜以及位於主體56之一內面68上在入口隔膜62與出口隔膜64之間的一泵送腔室66。在操作中，流

體透過入口52進入並在壓力下被迫穿過出口54。當泵10之柱塞136使泵送腔室66位移以排出流體時，流體被遞送至出口54。在吸入衝程期間，柱塞136釋放泵送腔室66，且然後流體透過入口52被抽取並進入泵送腔室66中。在一泵送衝程中，泵10使泵送腔室66位移以迫使該泵送腔室中所容納之流體穿過出口54。可藉由一或多個供應管線選擇閥(例如，在入口52或出口54中之一或多者處)來促進流之定向移動。當泵10在接連步驟中使泵腔室位移時，該流可在低速率下以離散的體積遞送。因此，該流可以一系列間隔開之脈衝而非以一平滑連續的流動自匣盒50中流出。通常，此泵可以一預設定速率、以一預定方式且在一特定(例如，預選擇)時間或總劑量內將流體遞送給一接受者(例如，一患者)。一阻流件可形成為主體中之一開關並自內表面68突出。此突出可形成內表面68之一不規則部分，該不規則部分可用於對準匣盒50以及監測匣盒50之定向。阻流件可提供一手動開關，該手動開關用於關閉及打開匣盒50以進行流體流動。一邊沿72位於主體56之外表面周圍並毗鄰內表面68。邊沿72可用於將匣盒固定在相對於美國專利第7,402,154號之泵10之一固定位置中。

【0052】圖3A圖解說明可經組態以與一流體保持器(諸如圖2A至圖2D之匣盒)進行互動之泵驅動器14之硬體或組件之一實例。在圖3A中，一A閥介面320可與一A閥220對應或互動。類似地，一B閥介面318可與一B閥218對應或互動，如圖2C中所展示。一近端管線內空氣感測器322可位於一筒之外部且可(舉例而言)與至少部分透明的流體路徑中之一環路或彎曲部進行互動。在所圖解說明實例中，將感測器322繪示為具有兩個垂直部分，該兩個垂直部分可夾住或以其他方式定位成毗鄰於在其間垂直伸展的一管。一近端壓力感測器介面323可與一壓力感測器223進行互動。諸

如電阻器325之一力感測器可用於判定一筒是否與硬體或一泵之具有硬體之一部分實體接觸，如圖3A中所展示。在某些實施方案中，一入口閥228被主動驅動且可自一入口閥介面328接收致動。類似地，一出口閥介面331可與一出口閥231進行互動。一柱塞343可朝向一泵送腔室66 (參見圖2C及圖2D)延伸並與該泵送腔室進行互動。當諸如圖2A至圖2D中所展示之一匣盒插入至圖3A中所展示之硬體組件中或與該等硬體組件對準時，一匣盒定位器335可用於提供實體互動組件之對準及配準。一遠端壓力感測器介面332位於一遠端管線內空氣感測器336下方。一調節器致動器367位於此遠端管線內空氣感測器上方，該調節器致動器可經組態以與精密重力流量調節器267進行互動。

【0053】圖3B圖解說明如由圖3A之硬體致動的自第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b穿過一匣盒之一共同通道61之一流體路徑，諸如圖2A至圖2D之匣盒中所展示之流體路徑。圖2A至圖2D及圖3A之實體組件可控制及評估圖3B中所圖解說明之路徑中之流體。在圖3B中，來自一主要管線57A或一次要管線57B之流體可分別通過A閥220或B閥218。醫用流體可經過共同通道61中之一近端管線內空氣感測器322以准許泵中之一處理器偵測在流體中是否存在氣泡或真空空間及/或一流體源是否已被耗盡。在其中A閥220及B閥218被快速打開及關閉之某些情形中，流入流體可在共同通道61中匯合及/或混合。然而，當使用匣盒來實質上連續流體輸注相同或實質上相同的醫用流體時，來自主要管線57A及次要管線57B兩者之流體係相同或實質上相同的。在一第一階段中，泵經組態使得A閥220打開且B閥218關閉，直至空氣感測器322及處理器偵測到來自主要管線57A之流體被耗盡，此時在一第二階段中，A閥關閉且B閥218打

開，直至空氣感測器322及處理器偵測到來自次要管線57B之流體被耗盡，此時泵返回至第一階段，在該第一階段中，A閥220再次打開且B閥218再次關閉。在B閥218打開且流體自次要管線57B泵送之同時，健康照護提供者可用實質上相同流體之一新的容器(例如，一新的IV袋)來更換附接至主要管線57A之經耗盡流體源及/或可用實質上相同的流體來重新填充附接至主要管線57A之經耗盡流體源。類似地，在A閥220打開且流體自主要管線57A泵送之同時，健康照護提供可用實質上相同流體之一新的容器(例如，一新的IV袋)來更換附接至第二管線57B之經耗盡流體源及/或可用實質上相同的流體來重新填充附接至次要管線57B之經耗盡流體源。此自動泵及閥控制之型式或循環以及由健康照護提供者進行之流體源更換可無限期地繼續，直至被健康照護提供者停止或直至一錯誤發生(例如，當在泵開始自袋中抽取之前，一經耗盡袋未被更換時)。

【0054】 在通過匣盒內之共同通道61之後，醫用流體可然後進入具有一近端壓力感測器223之一空氣阱腔室59。自此處，流體可流動穿過一入口閥228並自此流動至一泵送腔室66中。自泵送腔室66，流體可流動穿過一出口閥231、經過一遠端壓力感測器232並經過一遠端管線內空氣感測器336。在透過管路自一匣盒朝向一患者行進之前，流體可流動穿過或通過一精密重力流量調節器267。

【0055】 在使用帶有馬達之主動強制控制閥之一系統中，在流體遞送期間，柱塞(例如，圖3A及圖3C中之343)可在原始位置與延伸位置之間重複地循環。為了將流體抽取至泵送腔室(例如，66)中，將入口閥(例如，228)打開。然後可迅速關閉出口閥。在某些實施方案中，入口閥之打開可自動致使出口閥(例如，231)關閉。當柱塞到達原始位置時，柱塞運

動暫停，同時入口閥(例如，228)關閉、壓力被平衡且出口閥(例如，231)打開。然後，柱塞延伸且正壓力迫使流體流出泵送腔室並進入該組之遠端管線(例如，55)中，該端管線可連接至一患者。

【0056】 柱塞步進馬達(例如，圖3C之馬達342或圖4C之馬達)可由穿過馬達繞組之電流脈衝啟動。在某些實施方案中，取決於遞送速率，一柱塞馬達可使用不同型樣(例如，6種不同型樣)之脈衝。隨著速率增加，馬達之接連步進之間的一暫停減少。在某些實施方案中，閥馬達可使用穿過馬達繞組之單一型樣之電流脈衝。馬達之電流脈衝型樣有利地由一PMC微控制器(例如，控制器380中)控制。

【0057】 圖3C進一步示意性地圖解說明硬體(例如，圖3A)可如何沿著一流體路徑與一匣盒(例如，圖2A至圖2D)進行互動。圖3C在左上角處展示一患者或遠端管線55。在左側展示一消耗品或匣盒部分352之一實例。在右側展示一機電部分356之一實例。在匣盒352中，一遠端側353朝向左側，且一近端側354朝向右側。圖解說明通常自入口57A及57B傳遞至出口55之一流體路徑351。管線A 57A通向一管線A閥或銷220，該管線A閥或銷可如由箭頭所展示向右及向左移動。類似地，管線B 57B可通向一管線B閥或銷218。可相對於閥218及閥220兩者部署諸如彈簧381之一彈簧，且一凸輪371可連接一步進馬達370與閥220及閥218。步進馬達370可與一管線AB位置感測器372進行互動，其中回饋373被提供至一或若干控制器380。一控制器380可繼而向步進馬達370提供輸入及/或電力374。在此配置中，閥220及218由一馬達及一控制器主動且強制地控制。

【0058】 對於出口閥及銷231以及入口閥及銷228，具有一凸輪378及相關聯彈簧382之一步進馬達377可與閥228及231進行互動。在某些實

施方案中，凸輪371可致使相關聯閥220、218不同時打開。在某些實施方案中，入口閥220及218不同時打開，使得流體不會在入口管線57A或57B中之任一者中混合。

【0059】 類似地對於凸輪378以及閥231及228，若凸輪形成如所展示之一剛性細長結構，則該凸輪可拉動一個閥同時推動另一閥且當該凸輪向另一方向擺動時，以一交替方式進行推動及拉動。閥228及231可在交替的時間打開，使得在一柱塞衝程之一抽取部分期間發生流體吸入，且在一柱塞衝程之一推動部分期間排出流體。可避免使閥同時打開或其他同步問題，以阻止回流。

【0060】 一輸入-輸出閥位置感測器379可連接至步進馬達377之一實體組件。感測器379可向一或若干控制器380提供回饋，該一或若干控制器可繼而向步進馬達377發送輸入及/或電力376。

【0061】 一或若干控制器380亦可與一第三步進馬達342進行互動，該第三步進馬達可致使連接至一柱塞或活塞343之一導螺桿341移動，該柱塞或活塞繼而與泵送腔室66進行實體互動。一線性位置感測器345可向一控制器380提供此過程之回饋346。類似地，一旋轉位置感測器347可向一控制器380提供回饋384。因此，線性及旋轉位置回饋可作為一備份、作為一替代或以其他方式提供。一耦合器344可設置於步進馬達342與導螺桿341之間。可將輸入及/或電力385自控制器380提供至步進馬達342。柱塞或活塞343可遵循如由箭頭所展示之一往復運動型式。因此，一泵之機電部分356可具有多個往復運動部分及多個馬達。閥220、218、231及228之往復運動可與活塞343之往復運動同步及協調(例如，藉由(若干)控制器380)以促使流體移動穿過流體路徑351。雖然在圖3C中未展示額外回

饋管線，但可自遠端管線內空氣感測器236及近端區管線感測器222以及遠端壓力感測器232及近端壓力感測器223提供感測器回饋。

閥操作

【0062】 諸如圖3C之馬達370及377之閥馬達可由使用一斬波器馬達驅動之一泵機構控制器(「PMC」)微控制器控制。閥馬達370與377可為相同的，其中一個馬達用於一對閥。

【0063】 一入口/出口(I/O)閥馬達(例如，圖3C中之377)打開及關閉一施用組匣盒中之匣盒泵送腔室入口及出口閥(例如，228、231)。匣盒可具有一膜片，該膜片藉由匣盒主體背面中之開口被曝露，在該開口上方，存在位於匣盒中之閥腔室。入口閥銷(例如，228)經打開以允許流體自由管線A/B選擇閥(例如，218、220)選擇之近端管線透過空氣阱(例如，59)進入泵送腔室(例如，66)。當泵送腔室被填充時，入口閥(例如，228)關閉，泵送腔室壓力被設定且出口閥(例如，231)被打開以允許將流體泵送至該組之遠端管線中。

【0064】 一狀態機(例如，在控制器380中或與該控制器相關聯)可運行一程序以用於控制I/O閥馬達(例如，370、377)。在一光學方法中，凸輪旗標可自傳動系之一部分突出。旋轉凸輪旗標信號可在每一馬達步進期間或之後以光學方式獲取並使用一狀態機進行監測。與其他馬達一樣，若在入口/出口閥馬達位置中存在一錯誤(缺相)，則馬達可被重新初始化至當前位置。

【0065】 使用匣盒主體背面中之開口來接達致動器，管線A/B選擇(LS)閥馬達(例如，圖3C中之370)打開及關閉施用組匣盒中之管線A選擇閥及管線B選擇閥(例如，220、218)。管線A閥(例如，220)控制向匣盒之

主要入口埠，該主要入口埠可永久地附接至該組之近端管路。管線B閥(例如，218)控制次要入口埠，取決於組類型，該次要入口埠可具有一螺帽、一預穿孔部或附接至其的一管夾(Clave)。

實例性系統操作

【0066】 在某些實施方案中，一泵系統可具有帶一手柄之一匣盒門，其支撐諸如圖2A至圖2D中所圖解說明之一施用組匣盒。當門在一裝載位置中打開時，使用者可利用一匣盒導引彈簧將匣盒滑動至一狹槽中。當門關閉時，匣盒被對準且匣盒之前部與一門基準面接觸，致動器及感測器子總成(柱塞343及銷或閥218、220、228、231)與一匣盒彈性膜片接觸，且一匣盒導引彈簧可將一流體護罩推靠在一機構底盤之前面上。當門處於裝載位置中時，該門可自手柄釋放，從而允許門垂直於機構流體護罩。此允許使用者清潔門之後部及流體護罩，或移除落在門後面之任何物件。

【0067】 一匣盒定位器(例如，參見圖3A中之335)可為一銷，其在門關閉時幫助將匣盒與機構對準並在遞送期間使匣盒保持處於正確位置中。

【0068】 匣盒可具有遠離泵送腔室(例如，圖2A至圖3D之腔室66)之一流量調節器閥(例如，圖2D中可見之精密重力流量調節器267)。在一施用組被充注之後，使用者可關閉流量調節器閥。近端管線可被夾緊，作為對自由流動之一額外預防。當門關閉時，在泵送腔室出口閥銷關閉出口閥之後，連接至門手柄之一致動器可自動打開流量調節器閥。當施用組獨立地用於一重力滴注輸注時，流量調節器閥可由操作者使用以控制流體流動速率。

【0069】 一往復泵送活塞/柱塞(例如，圖3C之柱塞343)可由一馬達

(例如，馬達342)致動。如圖3C中示意性地展示，一泵柱塞馬達及傳動系可垂直於一匣盒後部上之一泵送腔室膜片開口。傳動系可具有由一PMC微控制器(參見圖3C之控制器380)上之馬達控制軟體監測之位置感測器。軟體可實施控制馬達操作之狀態機。

【0070】 泵送腔室之一入口閥(例如，閥228)可由一馬達(例如，馬達377)致動，且一傳動系可將一致動器延伸穿過匣盒後部上之一開口以到達閥。相同的馬達可用於出口閥，此可改良同步性。一預設位置係入口閥(例如，閥228)被一彈簧(例如，382)關閉，該彈簧可向一閥銷施加穩定壓力。傳動系(通常參見377、378及相關結構)具有由PMC微控制器(例如，380)上之馬達控制軟體監測(383)之一位置感測器(例如，379)。軟體實施可控制馬達操作之狀態機。此處相同的描述通常適用於由相同的馬達(例如，377)致動之一出口閥(例如，231)。

【0071】 用於主要近端流體管線A (例如，57A)之管線A選擇閥(例如，220)及用於流體管線B (例如，57B)之管線B選擇閥(例如，218)可由一馬達(例如，370)致動。如上文針對閥228及231所闡述，閥220及218可由一傳動系(其可包含凸輪371及彈簧，諸如381)透過一匣盒中之開口來接達、由一馬達(例如，370)驅動、由一位置感測器(例如，372)追蹤並由一控制器(380)中之軟體監測(373)。

【0072】 一或多個近端管線內空氣感測器及遠端管線內空氣感測器(222、236)可用於偵測進入(近端)或離開(遠端)匣盒之空氣通路。兩種感測器皆可為超音波壓電晶體傳輸器/接收器對。傳輸器與接收器之間的匣盒中之液體傳導超音波信號，而空氣不傳導該超音波信號。此可導致指示管線中之一氣泡之一信號改變。

【0073】一或多個近端MEMS壓力感測器及遠端MEMS壓力感測器(圖3C之223、232)可用於偵測進入(近端)或離開(遠端)匣盒之管路之壓力。微機電系統(MEMS)壓力感測器係一積體電路，其使壓電電阻器擴散至一微機械加工隔膜中以量測來自延伸穿過IC封裝頂部之一鋼球之應變。鋼球由與匣盒膜片接觸之一壓力銷驅動。

【0074】當門關閉時，一匣盒存在感測器偵測到匣盒在該門內。該感測器可為安裝於一輸注機構子系統流體護罩中之一圓頂開關。當匣盒與流體護罩正確地對準時，該圓頂開關可與匣盒接觸。開關輸出信號可由PMC微控制器軟體(例如，控制器380中)獲取及處理。

【0075】馬達控制介面可提供對由PMC微控制器(例如，控制器380)輸出之控制信號之放大。PMC微控制器軟體可計算馬達繞組電流值，一數位轉類比轉換器(DAC)將該等馬達繞組電流值轉換為類比電壓。輸入至馬達控制介面之控制電壓可致使放大器利用由一斬波器脈衝寬度調變器控制器調變之電流來驅動選定馬達繞組。較佳地，一次一個馬達繞組係作用的。

【0076】一輸注機構子系統中之感測器介面可將管線內空氣、壓力及/或馬達驅動位置感測器信號轉換成類比電壓信號。類比電壓由PMC微控制器中之一類比轉數位轉換器(ADC)處理，該ADC輸出數位值。PMC微控制器軟體狀態機獲取並處理來自感測器之資料。

【0077】一輸注機構子系統中之非揮發性記憶體可利用一串列通信鏈路(SPI匯流排)連接至PMC微控制器。非揮發性記憶體可用於在製造期間儲存用於馬達傳動系及感測器之校準值。額外系統參數及一警報日誌亦由PMC微控制器儲存於此記憶體中。

【0078】此規範之任何控制及/或回饋系統可經組態以產生關於一輸注泵如何操作及一匣盒中之流體如何回應之高度特定之實時資料。對於一輸注裝置之精密操作，此資料已存在，且其可被方便地組織及儲存(例如，在泵系統本身之一記憶體中)。此資料可提供對於藥物將如何及何時到達一目標目的地或在一目標目的地中達成一特定位準之高度準確的預測。因此，本文中所闡述之感測器、控制器、凸輪旗標、回饋軟體等在預測進一步結果、患者藥物狀態及/或以其他方式向一使用者顯示資訊時高度有價值。

【0079】圖3D係一醫用泵(例如，圖1A至圖1E之泵10)之某些功能組件之一示意圖，該等功能組件在某些實施方案中可被組態有某些修改以結合可棄式匣盒50(例如，圖2A至圖2D之一經修改版本)使用以向一患者遞送一流體。結合圖3D所圖解說明及/或闡述之組件及/或功能中之某些組件及/或功能係對圖2A至圖3C之匣盒中所圖解說明之組件及/或功能之替代或添加。一或多個處理器或處理單元280可包含在可執行各種操作之泵10中。處理單元280以及泵10內之所有其他電組件可由一電源供應器281(諸如泵10之電源90之一或多個組件)供電。在某些實施方案中，處理單元280a可被組態為一泵馬達控制器(PMC)以控制由電源供應器281通電之馬達142。當被通電時，電馬達142可致使柱塞136前後往復運動以週期性地致動、向內按壓及/或下行衝程，從而致使柱塞136暫時按壓在泵送腔室66上、驅動流體穿過匣盒50。馬達142、柱塞136、感測器128、290、132、140、266、144可包含在泵10之泵驅動器14中或作為該泵驅動器之一整合部分。在某些實施方案中，如所展示，入口壓力感測器128嚙合匣盒50之入口隔膜62，且出口壓力感測器132嚙合匣盒50之出口隔膜64。當縮回、

向外移動或處於一上行衝程上時，柱塞136可自泵送腔室66釋放壓力並藉此將流體自入口52抽取至泵送腔室66中。在泵腔室填充循環期間，匣盒內之差異壓力可驅動入口打開。在匣盒50之某些實施方案中，一阻流件70形成為主體56中之一樞軸開關且自內表面68突出一給定高度。此突出形成內表面68之一不規則部分，該不規則部分可在某些實施方案中用於對準匣盒50以及監測匣盒50之定向。在某些實施方案中，一種形式之一阻流件70可提供一手動開關或閥，該手動開關或閥用於關閉及打開匣盒50以進行流體流動。

【0080】 在某些實施方案中，處理單元280a可控制泵10之一裝載器20，其中一電子致動器198及一前托架由電源供應器281通電。當被通電時，致動器198可在關閉位置或打開位置之間驅動前托架74。處於打開位置中之前托架74可經組態以接納匣盒50且處於關閉位置中之該前托架可經組態以暫時牢固地保持匣盒50直至前托架移動至關閉位置。用於匣盒50之一位置感測器266可設置於泵10中。位置感測器266可監測形成於一定位板270中之一狹槽268之位置。位置感測器266可監測泵10內之一定位板270之一邊緣272之一位置。藉由監測定位板270之位置，位置感測器266可偵測裝載器20之前托架之整體位置及/或確認匣盒50被插入至泵驅動器14之裝載器20中。位置感測器266可為連續追蹤狹槽268之位置之一線性像素陣列感測器。當然，任何其他裝置可用於位置感測器266，諸如一光電轉速表感測器。

【0081】 一記憶體284可與處理單元280a進行通信且可儲存程式碼286以及對於處理單元280接收、判定、計算及/或輸出泵10之操作條件有必要或有幫助之資料。處理單元280a自記憶體284擷取程式碼286且將該

程式碼應用於自泵10之各種感測器及裝置接收之資料。記憶體284及/或程式碼286可包含在處理單元280a內或整體地附接至該處理單元(例如，與該處理單元在同一電路板上)，在某些實施方案中，該處理單元可為用於此說明書中之任何處理器或處理單元280之組態。

【0082】 在某些實施方案中，程式碼286可控制泵10及/或追蹤泵10操作細節之一歷史(其可被記錄及/或例如部分地由來自諸如空氣感測器144、位置感測器266、定向感測器140、出口壓力感測器132、柱塞壓力感測器290、入口壓力感測器128等感測器之輸入以其他方式影響或修改)且在記憶體284中儲存及/或擷取彼等細節。程式碼286可使用此等感測器中之任何一或多者來幫助識別或診斷泵送問題(諸如一泵送管線中之空氣、一泵送阻塞、一空的流體源)及/或計算一患者內之預期輸注物到達時間。顯示/輸入裝置200可自一使用者接收關於一患者、一或多種待輸注藥品以及有關向一患者內之一輸注過程之資訊。顯示/輸入裝置200可向一臨床醫師提供關於泵送治療之任何有用資訊，諸如泵送參數(例如，VTBI、剩餘容積、輸注速率、輸注時間、經過的輸注時間、預期輸注物到達時間及/或輸注完成時間等)。由顯示/輸入裝置200顯示之某些或所有資訊可基於由程式碼286執行之操作細節及計算。

【0083】 在某些實施方案中，操作細節可包含由處理單元280a判定之資訊。處理單元280a可處理來自泵10之資料以判定以下操作條件中之某些或所有操作條件：匣盒50是否或何時已被插入、匣盒50是否或何時被正確地定向、匣盒50是否或何時未完全坐落至固定座162上、前托架總成74是否或何時處於一打開或關閉位置中、是否或何時偵測到前托架總成74中之一堵塞、是否或何時存在穿過匣盒50流向患者之適當流體流動，

以及一或多個氣泡是否或何時包含在進入匣盒50、在該匣盒內及/或離開該匣盒之流體中。處理單元280a可經組態以判定一或多個操作條件來調整泵10之操作，從而解決或改良一所偵測條件。一旦已判定操作條件，處理單元280a便可向顯示器200輸出操作條件、啟動一指示器窗及/或使用所判定操作條件來調整泵10之操作。

【0084】舉例而言，處理單元280a可自與柱塞136操作地相關聯之一柱塞壓力感測器290接收資料。柱塞壓力感測器290可感測柱塞136上之力且基於此力而產生一壓力信號。柱塞壓力感測器290可與處理單元280a進行通信，從而將壓力信號發送至處理單元280a以供用於幫助判定泵10之操作條件。

【0085】處理單元280a可接收由柱塞壓力感測器290以及入口壓力感測器128及出口壓力感測器132判定的自匣盒內表面68感測之一或多項壓力資料之一陣列。處理單元280a可組合來自柱塞壓力感測器290之壓力資料與來自入口壓力感測器128及出口壓力感測器132之資料以提供關於匣盒50之正確或不正確定位之一判定。在正常操作中，此壓力資料陣列落在預期範圍內且處理單元280a可判定已發生適當的匣盒裝載。當匣盒50被不正確地定向(例如，向後或倒置)時或當匣盒50未完全坐落至固定座162上時，壓力資料陣列之一或多個參數或資料落在預期範圍之外且處理單元280a判定已發生不適當的匣盒裝載。

【0086】如所展示，在某些實施方案中，處理單元280a可自與附接至匣盒出口54之出口管55連通之一或多個空氣感測器144接收資料。一空氣感測器144可為一超音波感測器，該超音波感測器經組態以量測或偵測在出口54或出口管55中或附近之空氣或空氣量。在正常操作中，此空氣

含量資料落在一預期範圍內，且處理單元280a可判定適當的流體流動正在進行中。當空氣含量資料落在預期範圍之外時，處理單元280a可判定不適當的空氣含量被遞送給患者。

【0087】 處理單元280a可連續地或週期性地與一獨立且單獨的處理器或處理單元280b進行通信以將資訊傳遞給使用者及/或自使用者接收可能影響泵送條件或參數之資料。舉例而言，處理單元280a可藉由導線或無線地與處理單元280b進行通信，處理單元280b可被組態為一使用者介面處理器或控制器(UIC)以控制顯示/輸入裝置200之輸出及輸入，包含藉由顯示一操作條件及/或啟動指示器18以與一使用者進行通信。在某些實施方案中，處理單元280b可接收關於泵送條件或參數之使用者輸入、提供藥品庫及藥品相容性資訊、警告一使用者一問題或一泵送條件、提供一警報、向一使用者提供一訊息(例如，指示一使用者檢查管線或附接更多流體)及/或接收及傳遞修改或停止泵10之操作之資訊。

【0088】 一獨立且單獨的處理器或處理單元280c可被組態為用於泵之一通信引擎(CE)、一泵通信驅動器、一泵通信模組及/或一泵通信處理器。處理單元280c可連續地或週期性地與處理單元280a及280b進行通信以向與泵10分離、在該泵外部及/或遠離該泵之電子源或目的地傳輸資訊及/或自該等電子源或目的地接收資訊。如所展示，處理單元280c可與一記憶體284及程式碼286進行電子通信或包含該記憶體及該程式碼，且處理單元280c可與一通信器283進行通信並控制往來於該通信器之資料流，該通信器可經組態以有線或無線地與和泵10分離之另一電子實體進行通信，該電子實體諸如一單獨或遠端使用者、一伺服器、一醫院電子醫用記錄系統、一遠端健康照護提供者、一路由器、另一泵、一行動電子裝置、

一近場通信(NFC)裝置(諸如一射頻識別(RFID)裝置)及/或控制及/或監測多個泵10之一中央電腦等。通信器283可為或可包括以下各項中之一或多者：一導線、一匯流排、一接收器、一傳輸器、一收發器、一數據機、一編解碼器、一天線、一緩衝器、一多工器、一網路介面、一路由器及/或一集線器等。通信器283可以任何適合的方式(諸如藉由導線、短程無線協定(Wi-Fi、藍芽、ZigBee等)、光纖纜線、蜂巢資料、衛星傳輸及/或任何其他適當的電子媒體)與另一電子實體進行通信。

【0089】如圖3中示意性地展示，一泵10可具備諸多組件以實現醫用流體自一或多個醫用流體源至一患者之受控泵送。舉例而言，一或多個處理器或處理單元280可接收對處理單元280計算及輸出泵10之操作條件有用之各種資料。處理單元280可自記憶體284擷取程式碼286並將該程式碼應用於自泵10之各種感測器及裝置接收之資料，且產生輸出。該(等)輸出用於由處理單元280b傳遞給使用者，以由處理單元280a啟動及調節泵驅動器，並使用處理單元280c與其他電子裝置進行通信。

實質上連續輸注

【0090】在某些實施方案中，使用者可輸入一治療程序，該治療程序依序自一第一管線、然後自一或多個其他管線且然後再次自第一管線遞送流體。舉例而言，第一管線可用於開始遞送一第一數量之醫用液體。在自第一管線之流體遞送完成之後，然後自動開始第二管線遞送。在某些實施方案中，處理器280經組態以在操作期間提供實質上連續輸注，使得泵10通常無縫地且在不顯著中斷向患者之流體流動之情況下在自第一流體貯存器58a抽取流體與自第二流體貯存器58b (及/或自其他貯存器)抽取流體之間進行交替。第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b可被更換及/

或重新填充任何所要的次數，而不中斷向一患者之輸注。第一流體貯存器58a中之流體與第二流體貯存器58b中之流體可為相同或實質上相同的(例如，相同或實質上相同類型之流體及/或相同濃度之流體)，且在耗盡時更換第一流體貯存器58a中之流體之流體與第二流體貯存器58b中的在耗盡時更換第二貯存器58b中之流體之流體可為相同或實質上相同的，使得當泵10自第一流體貯存器58a或第二流體貯存器58b抽取流體時，一患者可接收一均勻或實質上相同的醫用流體供應。自第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b提供一大致均勻、相同或實質上相同類型之流體允許一健康照護提供者補充第一貯存器58a或第二貯存器58b中之一醫用流體供應，而不會以一臨床上顯著之方式中斷向一患者之輸注。提供實質上連續輸注亦允許在泵10自交替的流體貯存器58a、58b進行抽取之同時，一健康照護提供者在一擴展的時間窗內更換流體貯存器58a、58b中之一者。

【0091】 在某些實施例中，當一健康照護提供者期望對泵10緊湊程式化以在多個接連流體源之間或當中實質上連續或「無限」輸注時，一使用者可藉由按下在一觸控螢幕上或在泵10上之硬體中之一按鈕或一系列按鈕開始以起始實質上連續輸注過程。泵10可提示使用者將具有相同或實質上相同流體內容物之至少兩個流體源附接至插入至泵10中之匣盒。若健康照護提供者僅附接一個流體源，則泵10可提醒健康照護提供者附接第二流體源。若健康照護提供者在附接第二流體源之前起始泵送，則泵10可開始泵送但亦提醒並允許健康照護提供者在第一流體源被耗盡之前的任何時間附接第二流體源，此仍准許實質上連續輸注。在實質上連續流體輸注之某些實施例中，在現有流體源之輸注期間，健康照護提供者可靈活地在一較長時間週期內之任何點設置額外流體源，而無需健康照護提供者在一流體

源被耗盡時之確切時刻出現。

【0092】圖4係展示使用泵10進行實質上連續輸注之一實施方案之一流程圖。在圖4中所展示之實施方案中，在自第一貯存器58a抽取到自第二貯存器58b抽取(此時第一流體貯存器58a中之流體被更換或重新填充)之間的一通常無縫且實質上不中斷轉換期間，泵10提供一實質上依次連續的醫用流體流動。在第二貯存器58b中之醫用流體耗盡後，泵10然後旋即提供一通常無縫且實質上不中斷轉換，以自第一貯存器58a抽取醫用流體，同時第二流體貯存器58b中之流體被更換或重新填充。

【0093】在圖4中所展示之實例中，內部電腦程式碼286包含經組態以致使泵10透過匣盒50之共同通道61自第一流體貯存器58a抽取流體402之步驟、指令、演算法及/或資料。處理單元280a接收到第一流體貯存器58a被耗盡之一指示404 (諸如當貯存器係一袋時，藉由在管線內空氣感測器322處偵測到空氣或者液體缺乏，或者當貯存器係一注射器時，藉由經由壓力感測器223監測上游壓力)，並且自動中止406自第一流體貯存器58a抽取流體。處理單元280a致動匣盒中之供應管線選擇閥，從而致使泵10自第二流體貯存器58b抽取流體。處理單元280a接收到第二流體貯存器58b被耗盡之一指示410 (諸如當貯存器係一袋時，藉由在管線內空氣感測器322處偵測到空氣或者液體缺乏，或者當貯存器係一注射器時，藉由經由壓力感測器223監測上游壓力)，自動中止412自第二流體貯存器58b抽取流體，並且自第一流體貯存器58a抽取414流體。第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b中之流體可為實質上相同的。在某些實施方案中，泵10繼續選擇性地且交替地自第一貯存器58a及第二貯存器58b抽取流體，直至泵10自一使用者接收到停止抽取流體之一信號或直至泵10遇到一錯

誤狀況(諸如當一經耗盡貯存器未被更換或重新填充時)。在某些實施方案中，泵10繼續抽取流體達一預設定時間週期或者直至已自第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b共同抽取一預設定流體量。在某些實施例中，該預設定時間週期或所抽取之預設定流體量可基於貯存器中之一已知容積及已瞭解的泵送速率，其中貯存器容積可由一臨床醫師輸入或由泵以電子方式(諸如經由貯存器上之一條碼或RFID標籤)獲得。

【0094】為了自第一流體貯存器58a抽取402流體，處理單元280a向匣盒50之供應管線選擇閥傳輸一電信號，該等供應管線選擇閥選擇性地控制自第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b至共同通道61中之流體流動。如此，供應管線選擇閥致使共同通道61與第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b進行選擇性流體連通。由處理單元280a控制之供應管線選擇閥將流體自第一流體貯存器58a穿過匣盒50引導至匣盒之出口。在某些實施方案中，流體透過入口52中之一或多者自第一流體貯存器58a進入匣盒並藉由泵送機構而被迫穿過出口54。匣盒50之主體56內之共同通道61藉由泵送腔室66而在入口52與出口54之間輸送流體。當泵10之一柱塞136(例如，參見圖3)將隔膜移位以自泵送腔室66排出流體時，流體體積被遞送至出口54。

【0095】處理單元280a自至少一個感測器或自使用者輸入或者自內部處理或計算接收到第一流體貯存器58a被耗盡之指示404。該指示可由複數個事件中之一或多者觸發。舉例而言，處理單元280a可經組態以在於一預定時間週期內以一已知流體流動速率自具有一已知容積之一貯存器抽取流體之後停止流體流動。在某些實施方案中，處理單元280a自一計時器接收到泵10已自第一流體貯存器58a抽取流體達足以清空第一流體貯存器

58a之一時間週期之一指示。另一選擇係或另外，在某些實施方案中，處理單元280a自壓力感測器223接收一壓力讀數，該壓力感測器可選擇性地與第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b進行流體連通。壓力感測器223監測來自第一流體貯存器58a之一出口及第二流體貯存器58b之一出口之流體壓力且向泵10傳輸一電信號，該電信號指示來自第一流體貯存器58a之流體何時不再透過壓力感測器223提供流體壓力。舉例而言，當來自第一流體貯存器58a之流體提供低於一臨限壓力並指示空氣存在於管線中及/或第一流體貯存器58a中之流體被耗盡的一上游流體壓力時，近端壓力感測器223可向處理單元280a提供一信號。在某些實施方案中，壓力量測由複數個壓力感測器進行。舉例而言，在某些實施方案中，使用一單獨的壓力感測器來分別量測來自第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b之壓力。在某些實施方案中，管線內空氣感測器322偵測到在共同通道61之至少一部分中存在空氣或一流體缺乏，從而指示從中抽取流體之貯存器已被耗盡。

【0096】 另一選擇係或另外，第一流體貯存器58a可耦合至一電子稱，該電子稱能夠判定第一流體貯存器58a之一重量且在流體貯存器之重量降低至低於一臨限重量從而指示第一流體貯存器58a被耗盡時向處理單元280a發送一信號。在某些實施方案中，臨限重量係不含有任何液體或含有一最小量之液體之流體貯存器之一容器之一經估計重量。另一選擇係或另外，在某些實施方案中，一使用者可手動地指示第一流體貯存器58a被耗盡。舉例而言，一使用者可與顯示/輸入裝置200之GUI進行互動以向處理單元280a發送指示第一流體貯存器58a被耗盡之一信號。

【0097】 為了自第二流體貯存器58b抽取流體，處理單元280a向供應

管線選擇閥傳輸一電信號，該等供應管線選擇閥選擇性地控制自第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b至共同通道61中之流體流動。如此，供應管線選擇閥致使共同通道61與第一流體貯存器及第二流體貯存器進行選擇性流體連通。由處理單元280a控制之供應管線選擇閥將流體自第二流體貯存器58b穿過匣盒50引導至匣盒50之出口54。在某些實施方案中，流體透過入口52中之一或多者自第二流體貯存器58b進入匣盒50並在壓力下被迫穿過出口54。匣盒50之主體56內之共同通道61藉由泵送腔室66而在入口52與出口54之間輸送流體。當泵10之一柱塞136（例如，參見圖3）將隔膜移位以自泵送腔室66排出流體時，流體體積被遞送至出口54。

【0098】處理單元280a可經組態而以與針對接收到第一流體貯存器58a被耗盡之指示所闡述相同的方式中之一或多者自至少一個感測器或自使用者輸入或者自內部處理或計算接收到第二流體貯存器58b被耗盡之指示404。當處理單元280a接收到第二流體貯存器58b被耗盡之指示時，處理單元280a停止自第二流體貯存器58b抽取流體並切換回如之前一樣自第一流體貯存器58a抽取流體。在某些實施方案中，泵10經組態以在泵10接收到流體可用性之一指示（諸如流體壓力、臨限重量）或藉由與使用者介面之一使用者互動進行之手動指示時僅自各別第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b抽取流體。

【0099】此等實施例中之任一者中之貯存器可為任何適合的容器，諸如一袋、注射器、小瓶或者其他剛性、半剛性或撓性容器。在其中貯存器係一袋之實施例中，可提供一定長度之管路（諸如圖2A中之57，或圖3B中之57a/b），其具有補充貯存器之上游容積。管路之容積可為顯著的且包含在貯存器之容積計算中。當貯存器直接連接至匣盒時（諸如在一注射器

之情形中)，貯存器與共同管線之間的流體體積可為非常小的且可不需要包含在貯存器之容積計算中。

儲備袋實例

【0100】圖5係展示使用泵10進行實質上連續流體流動之一實施方案之一流程圖。在圖5中所展示之實施方案中，泵10提供自作為一主要貯存器之第一流體貯存器58a抽取之一連續流體流動。在一使用者更換第一貯存器58a之同時，泵10自作為一儲備貯存器之第二流體貯存器58b抽取流體。一旦第一流體貯存器58a被更換，泵10便恢復自第一流體貯存器58a進行抽取。舉例而言，如圖5中所展示，內部電腦程式碼286可包含經組態以致使泵10透過匣盒50之共同通道61自第一流體貯存器58a抽取流體502之步驟、指令、演算法及/或資料。處理單元280a接收到第一流體貯存器58a被耗盡之指示504，且自動中止506自第一流體貯存器58a抽取流體。內部電腦程式碼286致使508泵10自第二流體貯存器58b抽取流體。處理單元280a接收指令以在第一貯存器不再耗盡之一指示後旋即再次自第一流體貯存器58a抽取510流體。在接收到自第一流體貯存器58a抽取510流體之指令後，泵10旋即自動中止512自第二流體貯存器58b抽取流體並自第一流體貯存器58a進行抽取514。在某些實施方案中，一使用者(諸如一醫師或醫療技術人員)可與GUI進行互動以向處理單元280a發送指令，從而一旦使用者已更換被耗盡的第一流體貯存器58a，便自第一流體貯存器58a抽取流體。如此，第二流體貯存器58b可用於在多次更換第一袋期間提供無限輸注且可在第一流體貯存器58a正向一患者提供一主要流體流動之同時進行更換。

更換貯存器

【0101】圖6A展示，在自一靜脈內泵之典型流體流動期間，偵測一流體源之一耗盡、召喚一健康照護工作者尋找一替代物並更換經耗盡流體源及/或附接一新的流體源可在患者輸注中引入一顯著時間間隔。在諸多健康照護環境中，時間間隔之大小係不一致且不確定的，此乃因時間間隔可基於一健康照護工作者多快有能力更換被耗盡的流體源而改變。在此時間間隔期間，患者之血流中之流體體積或藥物濃度可透過患者之自然代謝而顯著降低，達到IV治療之治療效果可顯著減弱或喪失之程度。此外，當遞送經由一傳統注射器泵發生時，更換一經耗盡注射器可引入由交換注射器所致的時間延遲。另外，注射器泵自一「冷啟動」以所要速率重新建立準確的流量可產生另一時間延遲。

【0102】圖6B係一實例性輸注速率對時間圖，其展示在泵10選擇性地自第一流體貯存器58a抽取且然後基本上立即切換至第二流體貯存器58b時之一恆定輸注速率。圖6C係一實例性輸注速率對時間圖，其展示可提供一實質上恆定速率之一更典型但仍臨床上可接受的輸注量變曲線，該實質上恆定速率可包含對於一特定藥物及患者而言臨床上不顯著的流體流量之較小增加及降低，包含在以下情形期間發生之流體流量之較小增加及降低：(a)吸入衝程與泵送衝程之間的轉換(當自同一源容器泵送時)；(b)不同源容器之間的轉換；及/或(c)自泵送管線或匣盒中消除或清除空氣或真空。在一實質上連續輸注系統之某些實施例中，此等或其他短暫中斷中之一或多者可由泵之電子控制器自動監測、管理、修復、解決及/或減輕，而無需任何使用者警告及/或無需任何使用者干預。一實質上恆定速率可包含鑒於特定類別之患者內之藥物典型代謝速率之範圍(例如，基於年齡、體重、性別、藥品耐受性、疾病類型、損傷或其他病症)而在臨床

上不顯著的間歇中斷及/或輸注速率之增加或降低。舉例而言，在某些實施例中，一實質上連續輸注速率可包含持續地且可預測地小於一預定時間週期(諸如小於或等於約20秒、小於或等於約1分鐘、小於或等於約2分鐘或者小於或等於約3分鐘)之流動中斷，該預定時間週期不會顯著地負面影響一患者內之藥物濃度。

【0103】 在圖4至圖5中所展示之實例中，當第一流體貯存器58a被判定為空的或耗盡時，一使用者(諸如一醫師)可用含有流體之一貯存器(例如，一滿流體貯存器)來更換第一流體貯存器58a或者補充第一流體貯存器。在第一流體貯存器58a中之流體(或第一流體貯存器58a本身)正被更換的同時，流體可由泵自第二流體貯存器58b抽取。類似地，當第二流體貯存器58b被判定為空的或耗盡的並且流體自第一流體貯存器58a被抽取時，一健康照護提供者可用含有流體之一貯存器(例如，一滿流體貯存器)來更換第二流體貯存器58b或者補充第二流體貯存器。第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b中之每一者可分別與管線A及管線B流體斷開連接。一更換的第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b可分別流體連接至管線A及管線B，從而使第一流體貯存器58a及第二流體貯存器58b中之每一者與共同通道61進行選擇性流體連通。當處理單元280a啟動供應管線選擇閥以引導來自各別流體貯存器58a、58b中之每一者之流體時，流體流動可為實質上連續的。

在實質上連續輸注期間的反向充注

【0104】 在某些實施方案中，泵10經組態以進行反向充注，從而在耗盡一特定貯存器後或在自第一流體貯存器58a抽取流體與自第二流體貯存器58b抽取流體之間的轉換期間移除可進入管線A、管線B或共同通道61

之任何空氣或任何過量空氣。舉例而言，在其中來自一貯存器之空氣或缺乏流體之一區域被抽取至匣盒中並在貯存器耗盡後旋即由一感測器偵測到的至少一個例項期間或者當泵10在自第一流體貯存器58a抽取與自第二流體貯存器58b抽取之間進行交替時，泵10可進行反向充注。泵10可進行反向充注以自阱或近端管路中移除空氣並將空氣移動至一空的第一流體貯存器58a或第二流體貯存器58b中。在某些實施方案中，可選擇一鍵、按鈕或其他控制件(例如，在一輸注器顯示螢幕上)以在一遞送未在進行中時進行反向充注。舉例而言，當使用者選擇反向充注時，在其中第二流體貯存器58b被耗盡且泵10正自第一流體貯存器58a進行抽取之一實例中，此可起始將流體自管線A及共同通道快速泵送至管線B中之第二流體貯存器58b。類似地，可藉由將流體自管線B及共同通道快速泵送至管線A中之第一流體貯存器58a而實現對經耗盡第一流體貯存器之反向充注。

【0105】 當泵控制器或處理器經組態以致動閥調及泵送馬達來暫時地並在一短週期內逆轉流體流動時，反向充注可發生，使得可藉由將在匣盒中偵測到的一氣泡或缺乏醫用流體之區域返回至最近被耗盡的流體源而消除該氣泡或缺乏醫用流體之區域。在反向充注期間，流體不會自患者管線被抽取。在某些實施方案中，對於足以消除氣泡或缺乏醫用流體之區域之一系列泵送循環，在泵送衝程期間，出口閥231關閉、入口閥228打開且入口閥218、220中與最近被耗盡的流體源流體連通之各別一個入口閥打開，並且在吸入衝程期間，入口閥218及220中的相對入口閥打開。在充分次數之衝程之後，匣盒中之氣泡或缺乏醫用流體之區域可被返回至最近被耗盡的流體源。在某些實施例中(舉例而言，圖2B)，反向充注可使流體朝向經耗盡管線B管線57b及/或貯存器58b移動，其中在泵吸入循環期

間，閥231及218關閉且閥228及220打開並且在泵排出循環期間，閥231及220關閉且閥228及218打開。在某些實施例中，反向充注可使流體朝向經耗盡管線A貯存器58a移動，其中在泵吸入循環期間，閥231及220關閉且閥228及218打開並且在泵排出循環期間，閥231及218關閉且閥228及220打開。

【0106】 反向充注可由臨床醫師管理，該臨床醫師手動地起始反向充注、視覺上觀察自匣盒區向上至管線B容器之空氣移除且然後停止動作。在某些實施例中，可使用朝向貯存器58a之經耗盡管線A之反向充注。反向充注至管線B或管線A可為臨床醫師管理的或由泵自動起始及/或管理，以將管線反向充注至一貯存器尖頭(諸如58a或58b)。此外，反向充注至管線A或管線B可為臨床醫師管理的或由泵自動起始及管理以將管線反向充注至諸如253 (圖2C)之埠。反向充注可在系統辨識經累積空氣感測或壓力感測後或在每次貯存器耗盡之後完成。基於匣盒之泵輸注專用可消耗組可包含以一近端袋尖頭終止之一整合式管路管線(例如，作為主要管線A)，以及匣盒(例如，管線B)上之一直接接達埠，該直接接達埠可適應一注射器或連接至一次要袋之次要管路的一直接連接。另一選擇係，基於匣盒之輸注泵可與包含兩個接達埠之匣盒耦合，該兩個接達埠可適應對經連接注射器之直接接達或對袋之管線接達。在其中存在通向一貯存器之一管線之情形中，可較佳地藉由將流體一直反向充注至貯存器而移除系統空氣。類似地，當一埠可用作匣盒入口時，可較佳地藉由僅反向充注至該埠而移除空氣。

【0107】 在某些實施方案中，自動起始反向充注。舉例而言，在某些實施方案中，當系統在自第一流體貯存器58a抽取與自第二流體貯存器

58b抽取之間進行交替時，即使在未偵測到匣盒中之一氣泡或缺乏醫用流體之區域之情況下，控制系統亦向泵10發送一電信號以自動進行反向充注。在某些實施方案中，當第一流體貯存器58a被耗盡時或當第二流體貯存器58b被耗盡時，即使在未偵測到匣盒中之一氣泡或缺乏醫用流體之區域之情況下，控制系統亦向泵10發送一電信號以進行反向充注。

【0108】 在某些實施方案中，反向充注步驟可自動且非常快速地發生，而無需一健康照護提供者之動作或批准，藉此僅造成向患者之流體流動之一極短延遲或中斷(例如，小於或等於約5秒或者小於或等於約10秒)，從而即使在一個流體源之耗盡與自另一流體源開始輸注之間的轉換期間仍准許發生實質上連續的輸注。

【0109】 術語及結論

【0110】 在本說明書通篇中對「一些實施方案」或「一實施方案」之提及意指結合該實施方案所闡述之一特定特徵、結構或特性包含於至少一些實施方案中。因此，片語「在一些實施方案中」或「在一實施方案中」在本說明書通篇中各個地方之出現未必全部係指同一實施方案而是可指相同或不同實施方案中之一或多者。此外，在一或多個實施方案中，特徵、結構或特性可以任何適合方式組合，如熟習此項技術者依據本發明將明瞭。

【0111】 如在此申請案中所使用，術語「包括(comprising)」、「包含(including)」、「具有(having)」及諸如此類係同義的且以一開放式方式包含地使用，並且不排除額外元件、特徵、動作、操作等等。而且，術語「或」以其包含意義(而非以其排他意義)使用，使得當用於(舉例而言)連接一元素清單時，術語「或」意指該清單中之一個、某些或所有元素。

【0112】類似地，應瞭解，在實施方案之此說明中，出於簡化本發明並幫助理解各種發明態樣中之一或多者之目的，有時將各種特徵一起分組在一單個實施方案、圖或其說明中。然而，本發明之此方法不應被解釋為反映任何請求項需要比彼請求項中所明確陳述之特徵更多之特徵的一意圖。而是，發明態樣在於少於任何單個所揭示實施方案之所有特徵的一組合。

【0113】所揭示系統及方法之實施方案可利用本端及/或遠端裝置、組件及/或模組來使用及/或實施。術語「遠端」可包含不在本端儲存(舉例而言，不可經由一本端匯流排存取)之裝置、組件及/或模組。因此，一遠端裝置可包含實體上位於同一空間中並經由諸如一交換機或一區域網路之一裝置連接的一裝置。在其他情況中，一遠端裝置亦可位於一單獨的地理區(例如，一不同位置、建築物、城市、國家等)中。

【0114】本文中所闡述之方法及過程可在由一或多個一般及/或特殊用途電腦執行之軟體程式碼模組中體現，且部分地或完全地經由該等軟體程式碼模組自動化。詞語「模組」係指體現在硬體及/或韌體中之邏輯，或係指可能具有入口及出口點、以一程式設計語言(例如，C或C++)編寫之一軟體指令集合。一軟體模組可被編譯及連結至一可執行程式中、安裝於一動態連結庫中或者可用一解釋性程式設計語言(例如，BASIC、Perl或Python)編寫。將瞭解，軟體模組可自其他模組或其自身呼叫，及/或可回應於所偵測到的事件或中斷而被調用。軟體指令可體現在韌體(諸如一可抹除可程式化唯讀記憶體(EPROM))中。將進一步瞭解，硬體模組可由經連接邏輯單元(諸如閘及正反器)組成及/或可由可程式化單元(諸如可程式化閘陣列、特殊應用積體電路及/或處理器)組成。本文中所闡述之模組

較佳地被實施為軟體模組，但可以硬體及/或韌體表示。此外，雖然在某些實施方案中，一模組可被單獨編譯，但在其他實施方案中，一模組可表示一經單獨編譯程式之指令之一子集，且可不具有對其他邏輯程式單元可用之一介面。

【0115】 在特定實施方案中，可在任何類型之電腦可讀媒體或其他電腦儲存裝置中實施及/或儲存程式碼模組。在某些系統中，輸入至系統之資料(及/或後設資料)、由系統產生之資料及/或由系統使用之資料可儲存於任何類型之電腦資料儲存庫(諸如一關係資料庫及/或平坦檔系統)中。本文中所闡述之系統、方法及過程中之任一者可包含經組態以准許與患者、健康照護從業者、管理者、其他系統、組件、程式等進行互動之一介面。

【0116】 若干個申請案、公開案及外部文件可以引用之方式併入本文中。本說明書正文中之一聲明與所併入文件中之任一者中之一聲明之間的任何衝突或矛盾應以有利於正文中聲明之方式解決。

【0117】 相等及不相等之術語(例如，等於、小於、大於)在本文中用作本領域中通常使用之術語(例如，計及量測及控制系統中存在之不確定性)。因此，此等術語可理解為近似相等、近似小於及/或近似大於。在本發明之其他態樣中，一可接受的偏差或滯後臨限值可由泵製造商、藥品庫之編輯者或一泵之使用者建立。

【0118】 儘管本文中所揭示之本發明之實施方案目前被視為較佳的，但在不背離本發明之範疇之情況下，可做出各種改變及修改。雖然在特定較佳實施方案及實例之說明性內容脈絡中進行了闡述，但熟習此項技術者將理解，本發明超出了具體闡述之實施方案而擴展至其他替代實施方

案及/或使用以及明顯的修改及等效物。因此，意欲隨附申請專利範圍之範疇不應由上文所闡述之特定實施方案限制。本發明之範疇在隨附申請專利範圍中指示，且在等效物之含義及範圍內之所有改變意欲包含在其中。

【符號說明】

【0119】

10: 電子醫用靜脈內泵/醫用泵/泵

12: 殼體

14: 機電泵驅動器/泵驅動器

16: 蓋

18: 指示器

19: 管保持器

20: 裝載器/殼體

21: 致動器

50: 可棄式匣盒/匣盒

52: 流體入口/入口

54: 流體出口/出口/匣盒出口

55: 出口管/遠端管線/出口

56: 主體

57: 入口管/管路

57a: 主要管線/入口/管線A/入口管線/主要近端流體管線A/管路

57b: 次要管線/第二管線/入口/管線B/入口管線/流體管線B/經耗盡管線B管線/管路

58a: 第一流體貯存器/第一貯存器/流體貯存器/經耗盡管線A貯存器/

貯存器/貯存器尖頭

58b: 第二貯存器/第二流體貯存器/流體貯存器/貯存器/貯存器尖頭

59: 空氣阱/空氣阱腔室

60: 隔膜/彈性膜片

61: 共同通道

62: 入口隔膜

63a: 注射器

63b: 注射器

64: 出口隔膜

66: 泵送腔室/腔室

67: 可重新密封的無針醫用連接器/無針醫用連接器

68: 內面/內表面/匣盒內表面

70: 阻流件

74: 前托架/前托架總成

80: 連接器

81: 可旋轉旋鈕/旋鈕

82: 螺紋軸件/軸件

90: 電源

92: 電纜

94: 可攜式可再充電電池/電池

128: 感測器/入口壓力感測器

132: 感測器/出口壓力感測器

136: 柱塞

- 140: 感測器/定向感測器
- 142: 馬達/電馬達
- 144: 感測器/空氣感測器
- 198: 電子致動器/致動器
- 200: 顯示/輸入裝置/顯示-輸入裝置/顯示器
- 218: B閥/管線B閥/銷/閥/入口閥/管線B選擇閥
- 220: A閥/管線A閥/銷/入口閥/管線A選擇閥/閥
- 222: 近端管線內空氣感測器/近端區管線感測器
- 223: 近端壓力感測器/壓力感測器/近端微機電系統壓力感測器
- 228: 入口閥/銷/閥/入口閥銷
- 231: 出口閥/銷/閥
- 232: 遠端壓力感測器/遠端微機電系統壓力感測器
- 236: 遠端管線內空氣感測器
- 245: 手指握把
- 253: 次要埠
- 266: 感測器/位置感測器
- 267: 精密重力流量調節器
- 268: 狹槽
- 270: 定位板
- 272: 邊緣
- 280A: 處理單元
- 280B: 處理器/處理單元
- 280C: 處理器/處理單元

- 281: 電源供應器
- 283: 通信器
- 284: 記憶體
- 286: 程式碼/內部電腦程式碼
- 290: 感測器/柱塞壓力感測器
- 318: B閥介面
- 320: A閥介面
- 322: 近端管線內空氣感測器/感測器/空氣感測器/管線內空氣感測器
- 323: 近端壓力感測器介面
- 325: 電阻器
- 328: 入口閥介面
- 331: 出口閥介面
- 332: 遠端壓力感測器介面
- 335: 匣盒定位器
- 336: 遠端管線內空氣感測器
- 341: 導螺桿
- 342: 馬達/第三步進馬達/步進馬達
- 343: 柱塞/活塞
- 344: 耦合器
- 345: 線性位置感測器
- 346: 回饋
- 347: 旋轉位置感測器
- 351: 流體路徑

352: 匣盒部分/匣盒

353: 遠端側

354: 近端側

356: 機電部分

367: 調節器致動器

370: 步進馬達/馬達/閥馬達/入口/出口閥馬達/管線A/B選擇(LS)閥馬達

371: 凸輪

372: 管線AB位置感測器/位置感測器

373: 回饋/監測

374: 輸入/電力

376: 輸入/電力

377: 步進馬達/馬達/閥馬達/入口/出口閥馬達

378: 凸輪

379: 輸入-輸出閥位置感測器/感測器/位置感測器

380: 控制器/泵馬達控制器微控制器

381: 彈簧

382: 彈簧

383: 監測

384: 回饋

385: 輸入/電力

402: 步驟

404: 步驟

406: 步驟

408: 步驟

410: 步驟

412: 步驟

414: 步驟

502: 步驟

504: 步驟

506: 步驟

508: 步驟

510: 步驟

512: 步驟

514: 步驟

【發明申請專利範圍】

【請求項1】

一種用於控制一輸注泵系統之一輸注泵之操作之控制系統，該輸注泵系統包括一第一流體貯存器及一第一供應管線、一第二流體貯存器及一第二供應管線、與該第一供應管線及該第二供應管線進行選擇性流體連通之一共同通道以及一輸注泵，其中該輸注泵可操作以驅動液體穿過該共同通道到達一患者，該控制系統包括：

一或多個硬體處理器；及

一記憶體，其儲存可執行指令，該等可執行指令在由該一或多個硬體處理器執行時組態該輸注泵以：

自該第一流體貯存器及該第一供應管線抽取液體；

在接收到該第一流體貯存器處於一耗盡區帶中之一指示後，旋即自動中止自該第一流體貯存器及該第一供應管線抽取液體並開始自該第二流體貯存器及該第二供應管線抽取流體，及

在接收到該第二流體貯存器處於該耗盡區帶中之一指示後，旋即自動中止自該第二流體貯存器及該第二供應管線抽取流體並開始自該第一流體貯存器及該第一流體管線抽取流體，

其中該控制系統經組態以向該患者遞送實質上連續抽取之流體，包含在該第一流體貯存器與該第二流體貯存器之間的轉換期間。

【請求項2】

如請求項1之控制系統，其中該輸注泵經組態以自至少該第一供應管線或至少該第二供應管線自動抽取流體直至該輸注泵自一管線內空氣感測器接收到一信號，該管線內空氣感測器偵測到插入至該泵中之匣盒之一區

域內之空氣或一液體缺乏。

【請求項3】

如請求項1之控制系統，其中每一指示係基於該第一流體貯存器及該第二流體貯存器中之至少一者基於一容器容積而進入該耗盡區帶的一時間週期。

【請求項4】

如請求項3之控制系統，其中該容器容積由該第一流體貯存器或該第二流體貯存器上之一電子可讀資料源判定。

【請求項5】

如請求項1之控制系統，其中每一指示係基於來自與一各別貯存器及供應管線連通之一壓力感測器之一信號。

【請求項6】

如請求項5之控制系統，其中該第一流體貯存器及該第一供應管線被耗盡之指示以及該第二流體貯存器及該第二供應管線被耗盡之指示係由至少一個壓力感測器量測之一上游壓力。

【請求項7】

如請求項1之控制系統，其中該輸注泵僅在接收到第一流體貯存器流體可用性之一指示後旋即自該第一流體貯存器抽取流體，且其中該輸注泵僅在接收到第二流體貯存器流體可用性之一指示後旋即自該第二流體貯存器進行抽取。

【請求項8】

如請求項1之控制系統，其中該操作經組態以自係一袋之一第一貯存器或第二貯存器抽取液體。

【請求項9】

如請求項1之控制系統，其中該操作經組態以自係一注射器之一第一貯存器或第二貯存器抽取液體。

【請求項10】

如請求項1之控制系統，其中該輸注泵經組態以在一預定時間週期內自該第一流體貯存器及該第二流體貯存器中之至少一者自動抽取流體。

【請求項11】

如請求項1之控制系統，其中該輸注泵進一步經組態以在該第一流體貯存器被耗盡時將流體自該共同通道反向充注至該第一流體貯存器中，且其中中止自該第一流體貯存器抽取流體進一步包括將流體自該共同通道反向充注至該第一流體貯存器中。

【請求項12】

如請求項1之控制系統，其中該輸注泵進一步經組態以在該第二流體貯存器被耗盡時將流體自該共同通道反向充注至該第二流體貯存器中，且其中中止自該第二流體貯存器抽取流體進一步包括將流體自該共同通道反向充注至該第二流體貯存器中。

【請求項13】

一種用於控制一輸注泵系統之一輸注泵之操作之方法，該輸注泵系統包括一第一流體貯存器、一第二流體貯存器、與該第一流體貯存器及該第二流體貯存器進行選擇性流體連通之一共同通道以及一輸注泵，其中該輸注泵可操作以驅動流體穿過該共同通道，該方法包括：

透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取流體；

在接收到該第一流體貯存器被耗盡之一指示後，旋即自動中止自該

第一流體貯存器抽取流體並透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取流體；及

在接收到該第二流體貯存器被耗盡之一指示後，旋即自動中止自該第二流體貯存器抽取流體並透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取流體，

其中透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取之流體與透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取之流體係實質上依次連續的。

【請求項14】

如請求項13之方法，其中該第一流體貯存器被耗盡之該指示以及該第二流體貯存器被耗盡之該指示係由至少一個壓力感測器量測之一上游壓力。

【請求項15】

如請求項13之方法，其中該輸注泵僅在接收到第一流體貯存器流體可用性之一指示後旋即自該第一流體貯存器抽取流體，且其中該輸注泵僅在接收到第二流體貯存器流體可用性之一指示後旋即自該第二流體貯存器進行抽取。

【請求項16】

如請求項15之方法，其中該指示係該第一流體貯存器及該第二流體貯存器中之至少一者之一臨限重量。

【請求項17】

如請求項13之方法，其中該輸注泵經組態以在一預定時間週期內自該第一流體貯存器及供應管線以及該第二流體貯存器及供應管線中之至少一者自動抽取流體。

【請求項18】

如請求項13之方法，其中該輸注泵進一步經組態以在該第一流體貯存器被耗盡時將流體自該共同通道反向充注至該第一流體貯存器中，且

其中中止自該第一流體貯存器抽取流體進一步包括將流體自該共同通道反向充注至該第一流體貯存器中。

【請求項19】

如請求項13之方法，其中該輸注泵進一步經組態以在該第二流體貯存器被耗盡時將流體自該共同通道反向充注至該第二流體貯存器中，且

其中中止自該第二流體貯存器抽取流體進一步包括將流體自該共同通道反向充注至該第二流體貯存器中。

【請求項20】

一種用於控制一輸注泵系統之一輸注泵之操作之控制系統，該輸注泵系統包括一第一流體貯存器、一第二流體貯存器、與該第一流體貯存器及該第二流體貯存器進行選擇性流體連通之一共同通道以及一輸注泵，其中該輸注泵可操作以驅動流體穿過該共同通道，該控制系統包括：

一或多個硬體處理器；及

一記憶體，其儲存可執行指令，該等可執行指令在由該一或多個硬體處理器執行時組態該輸注泵以：

透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取流體；

在接收到該第一流體貯存器被耗盡之一指示後，旋即自動中止自該第一流體貯存器抽取流體並透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取流體；及

在接收到自該第一流體貯存器抽取流體之指令後，旋即自動中止自

該第二流體貯存器抽取流體並透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取流體，

其中透過該共同通道自該第一流體貯存器抽取之流體與透過該共同通道自該第二流體貯存器抽取之流體係實質上依次連續的。

【請求項21】

如請求項20之控制系統，其中該輸注泵進一步經組態以在該第一流體貯存器被耗盡時將流體自該共同通道反向充注至該第一流體貯存器中，且

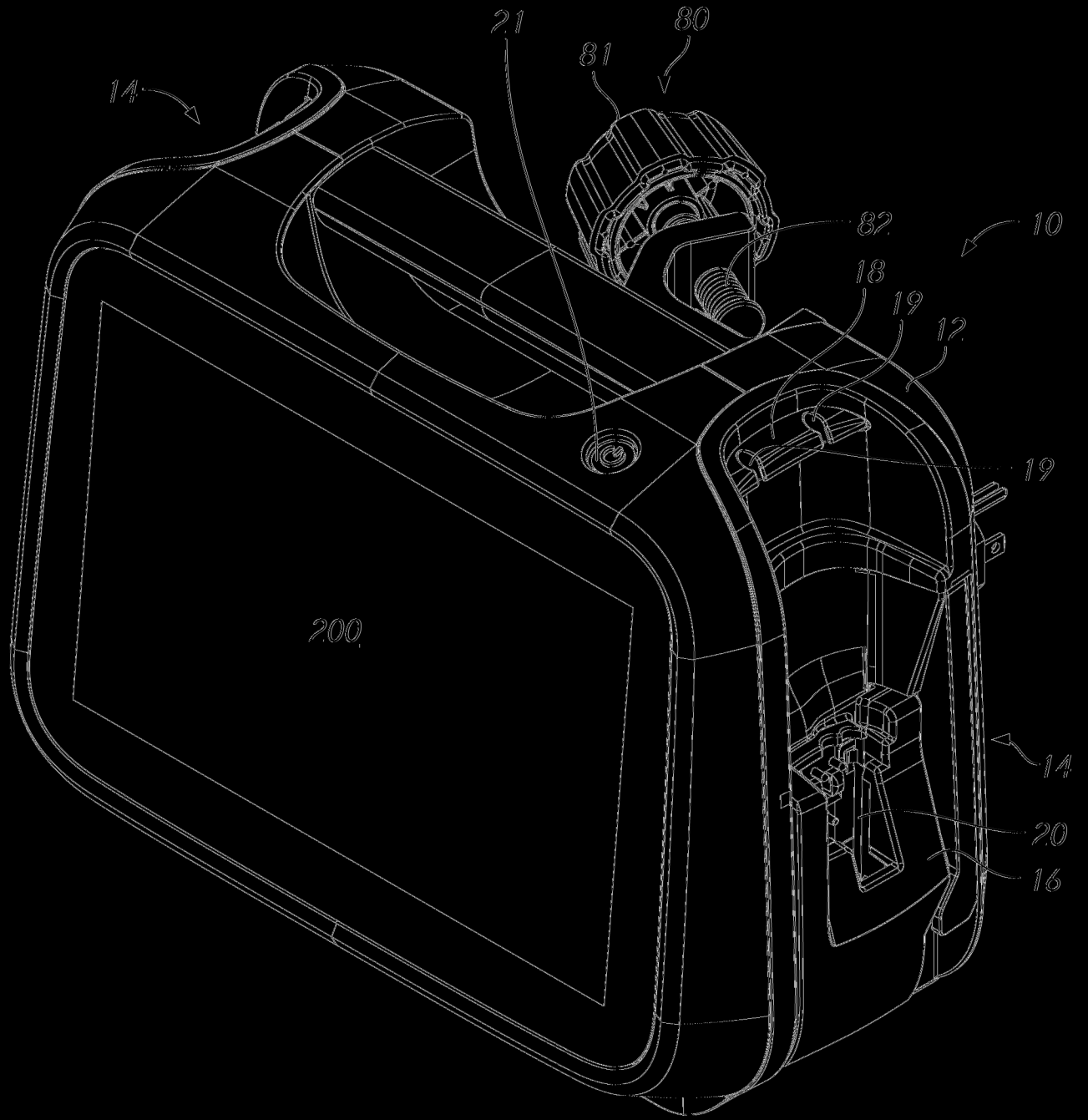
其中中止自該第一流體貯存器抽取流體進一步包括將流體自該共同通道反向充注至該第一流體貯存器中。

【請求項22】

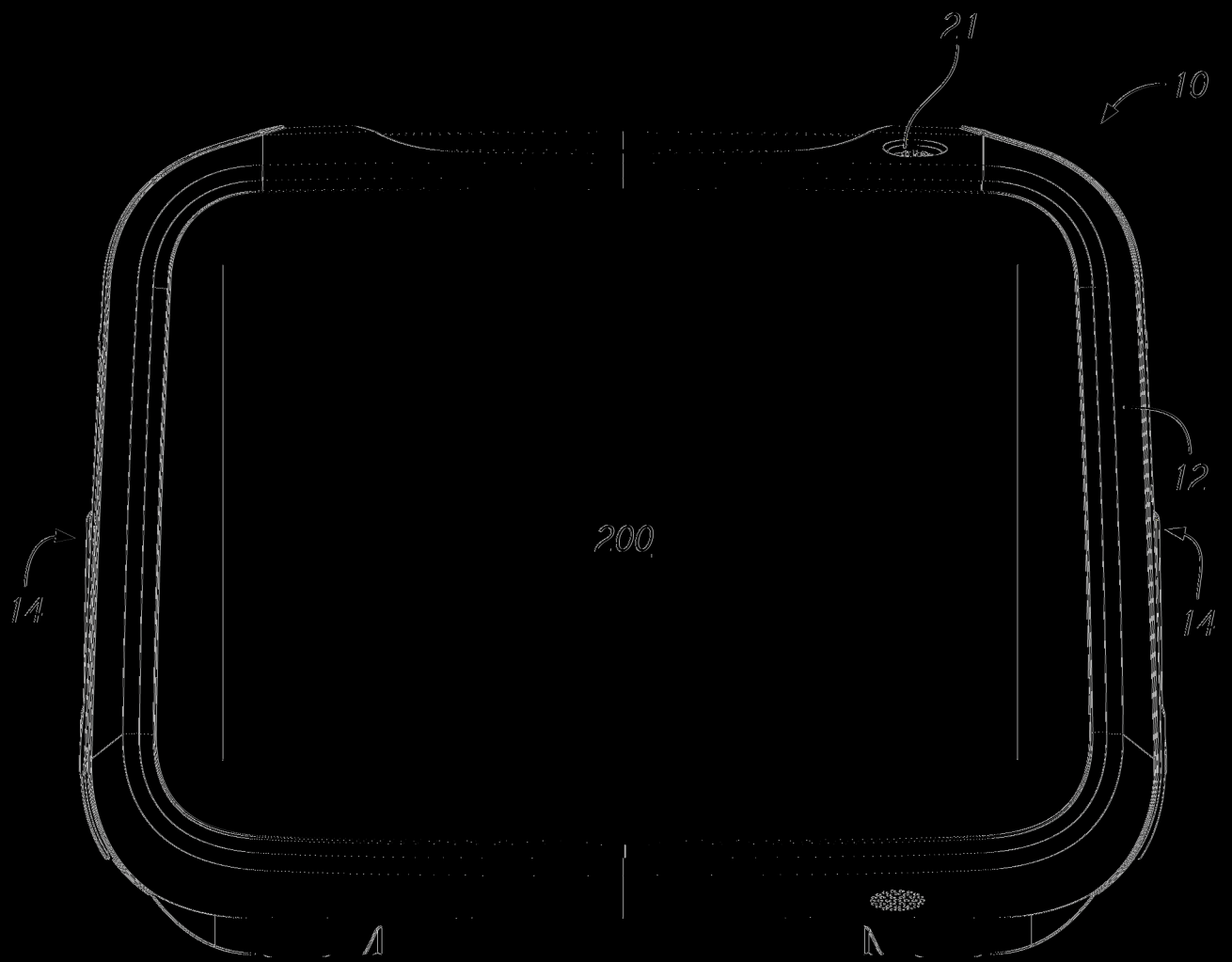
如請求項20之控制系統，其中該輸注泵進一步經組態以在該第二流體貯存器被耗盡時將流體自該共同通道反向充注至該第二流體貯存器中，且

其中中止自該第二流體貯存器抽取流體進一步包括將流體自該共同通道反向充注至該第二流體貯存器中。

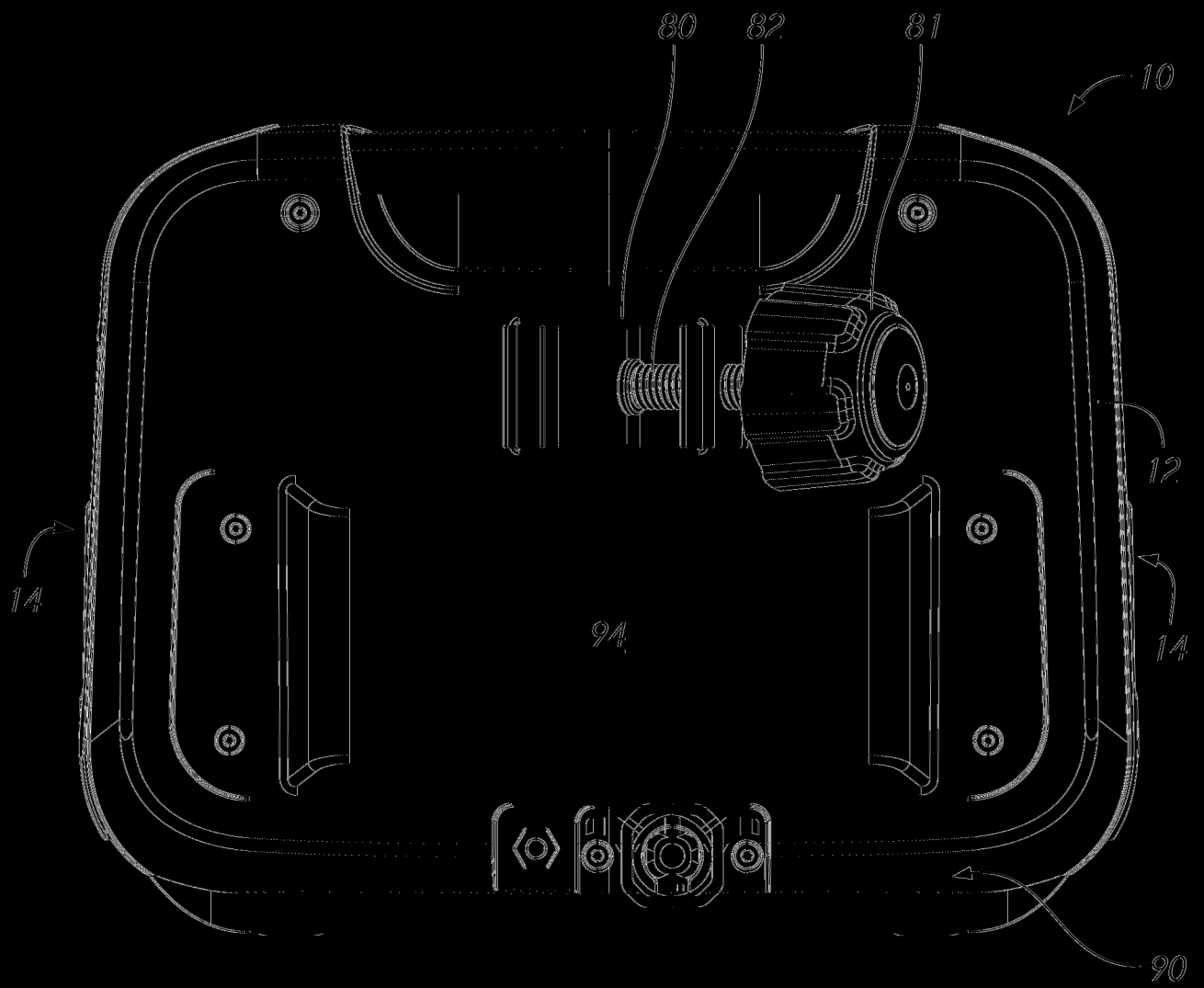
(發明圖式)



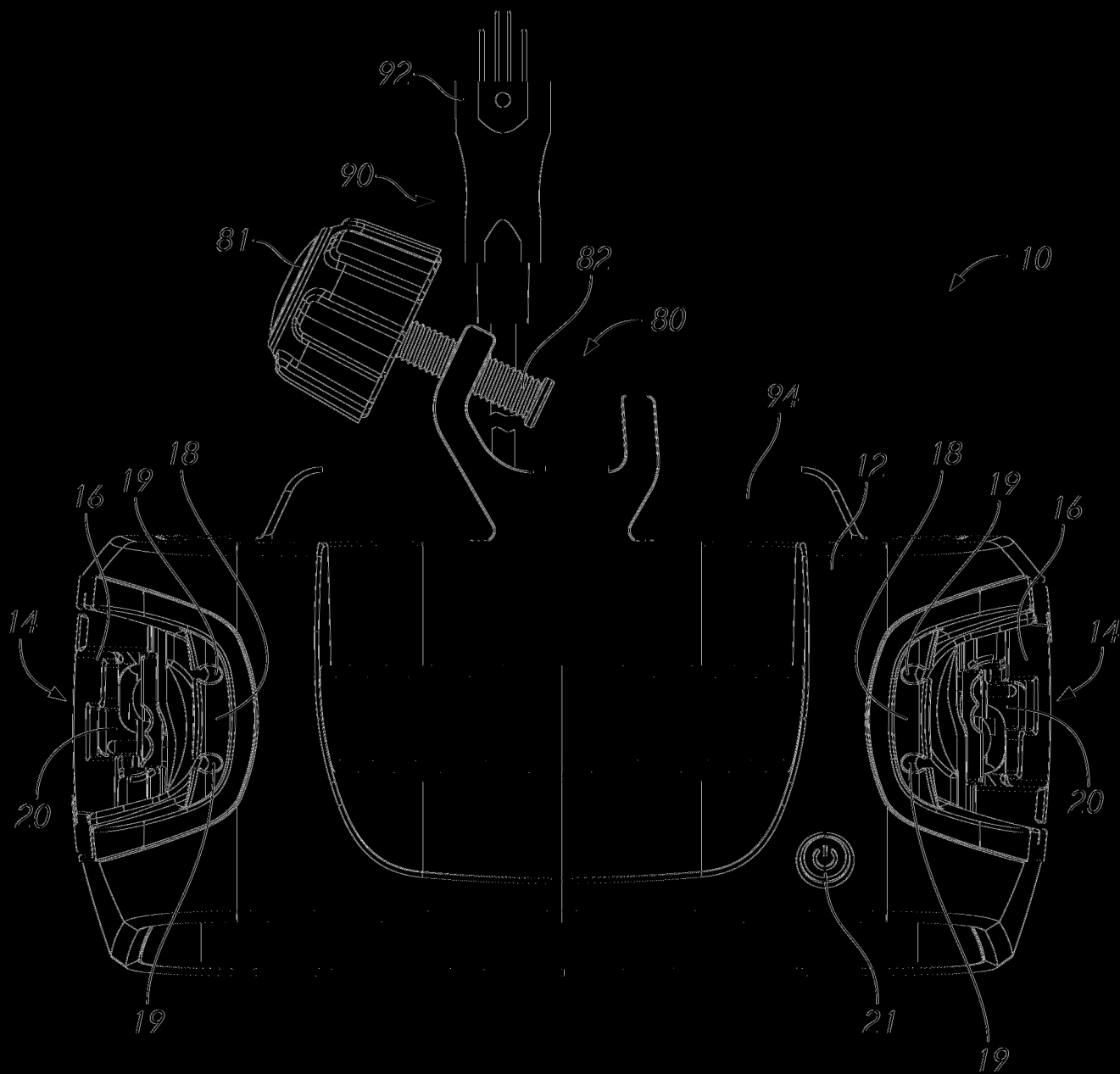
(圖1A)



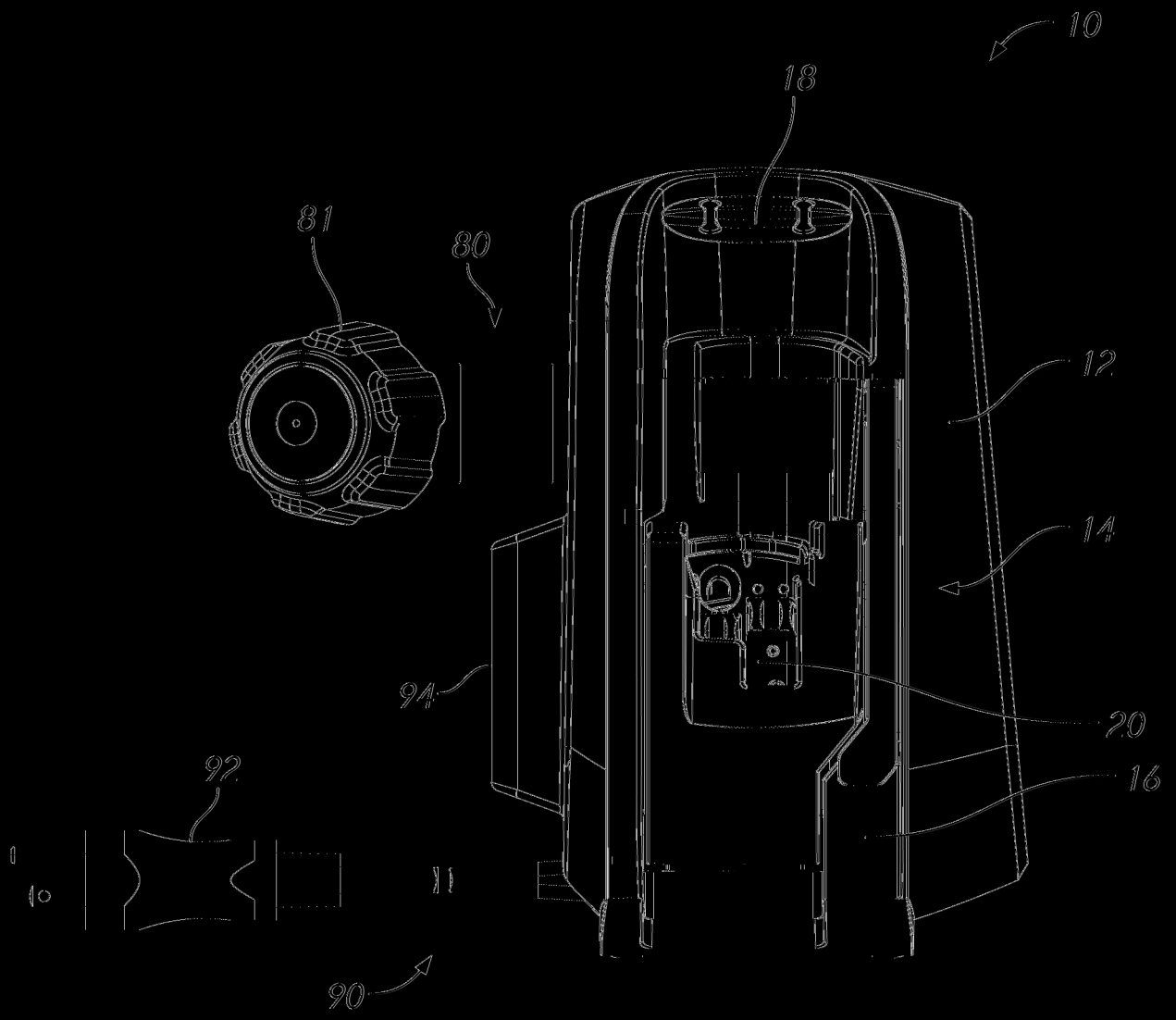
(圖113)



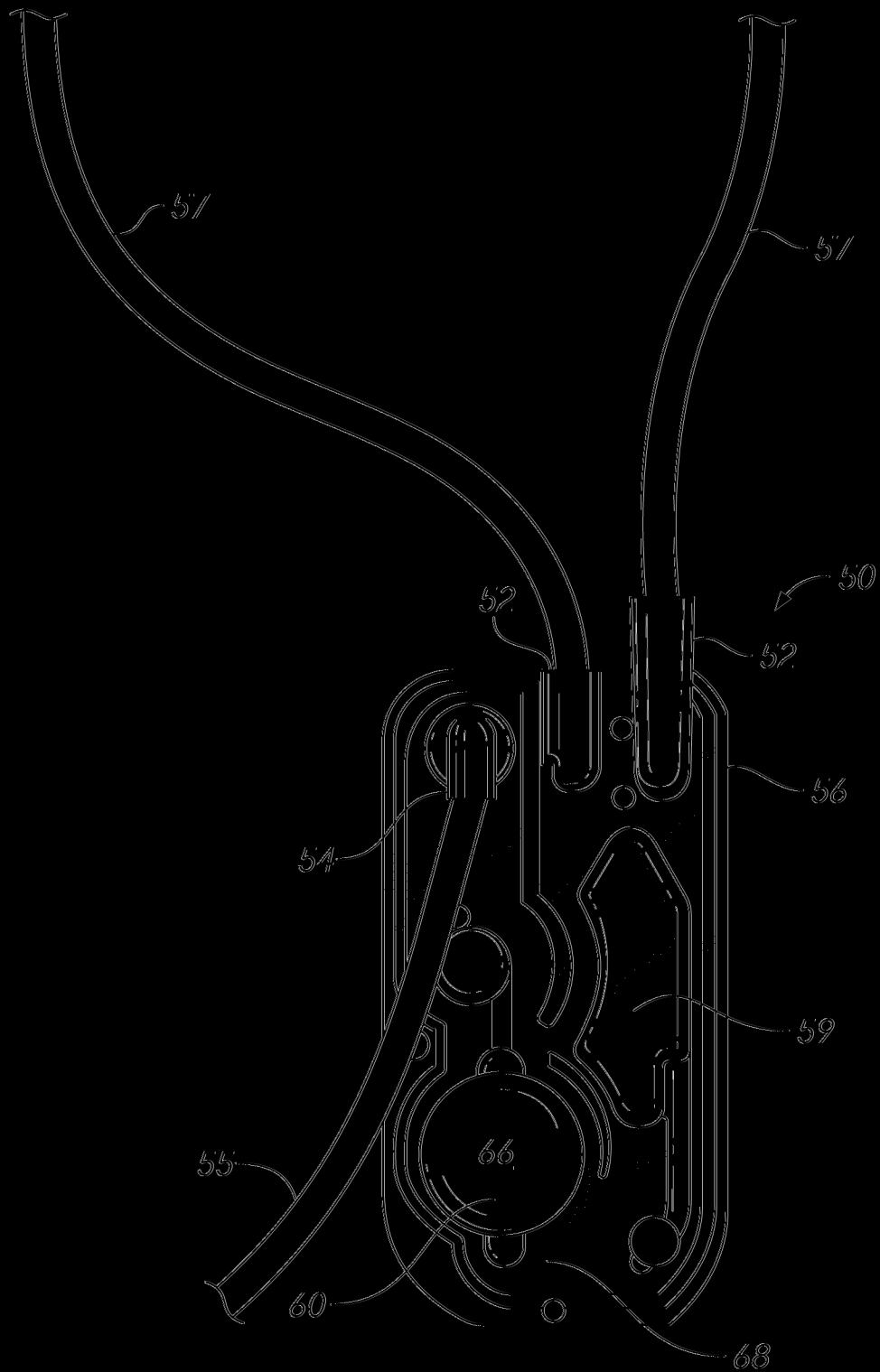
(FIG. 1C)



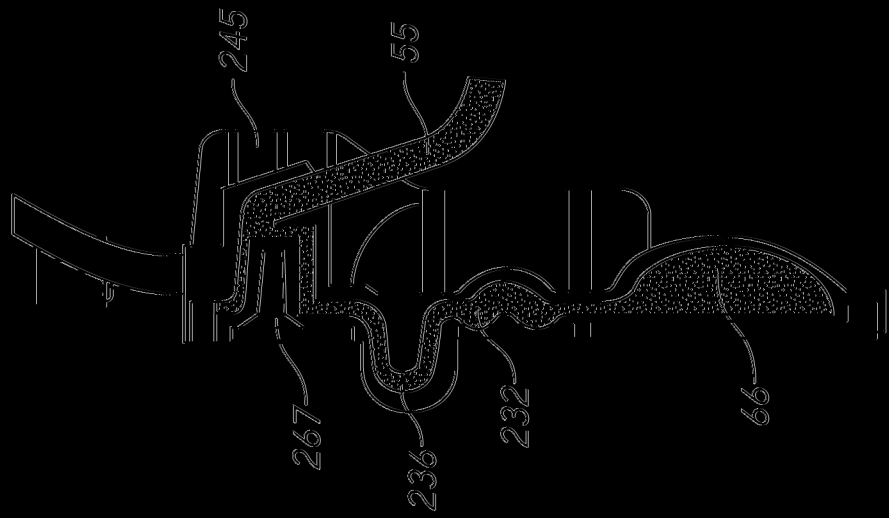
【圖10】



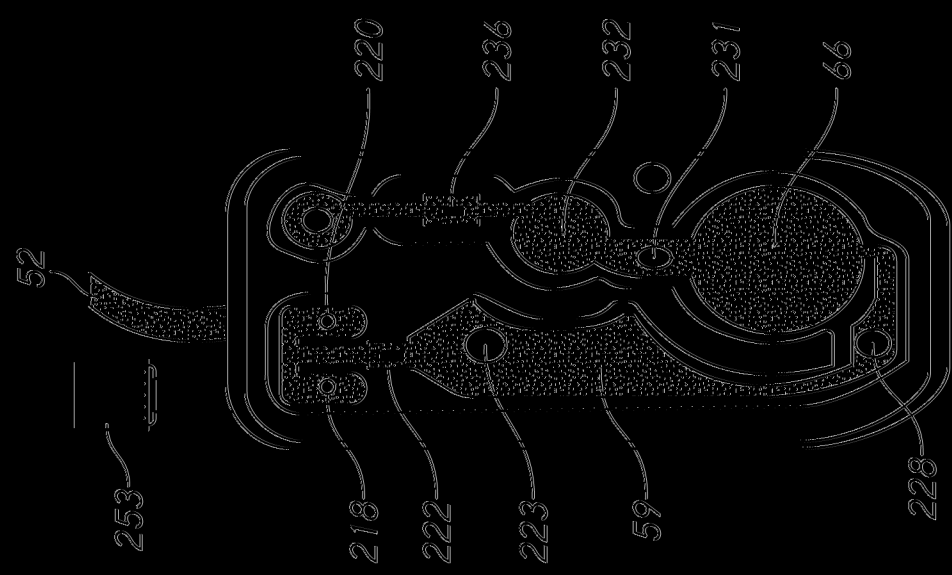
(圖10)



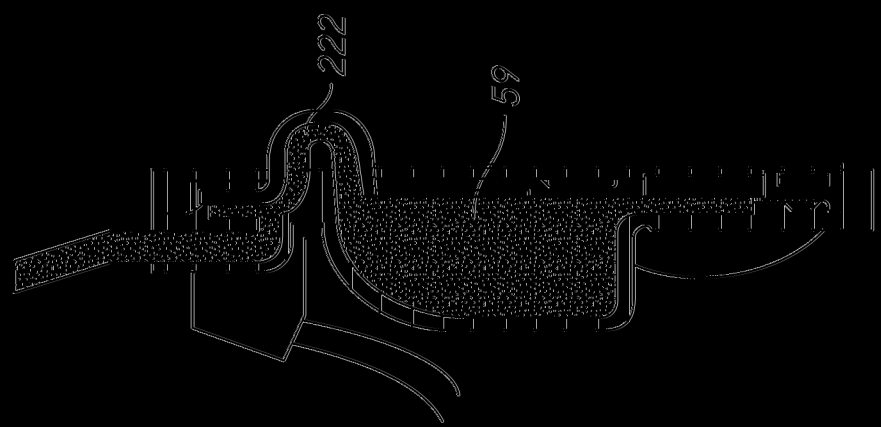
(圖2A)



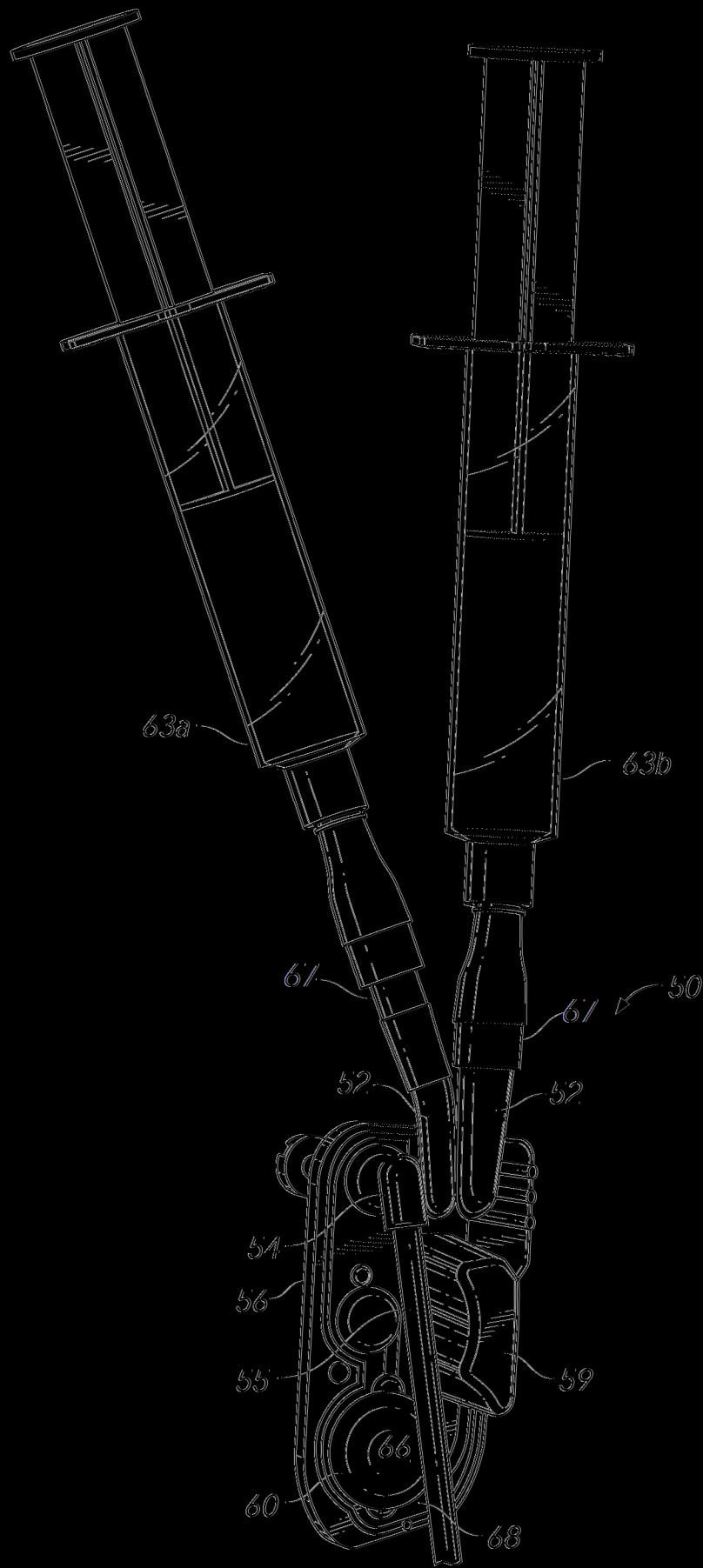
【圖22】



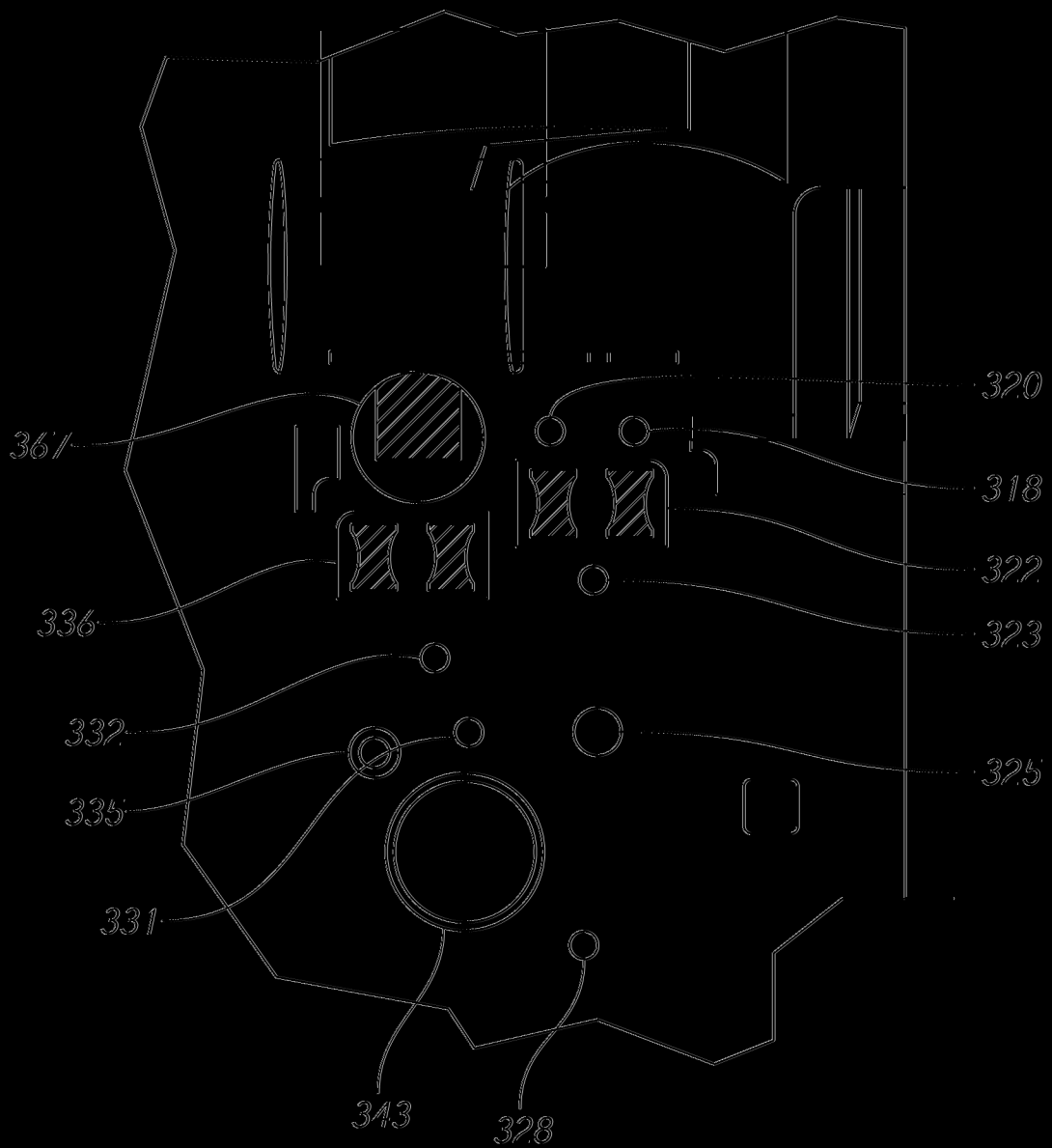
【圖20】



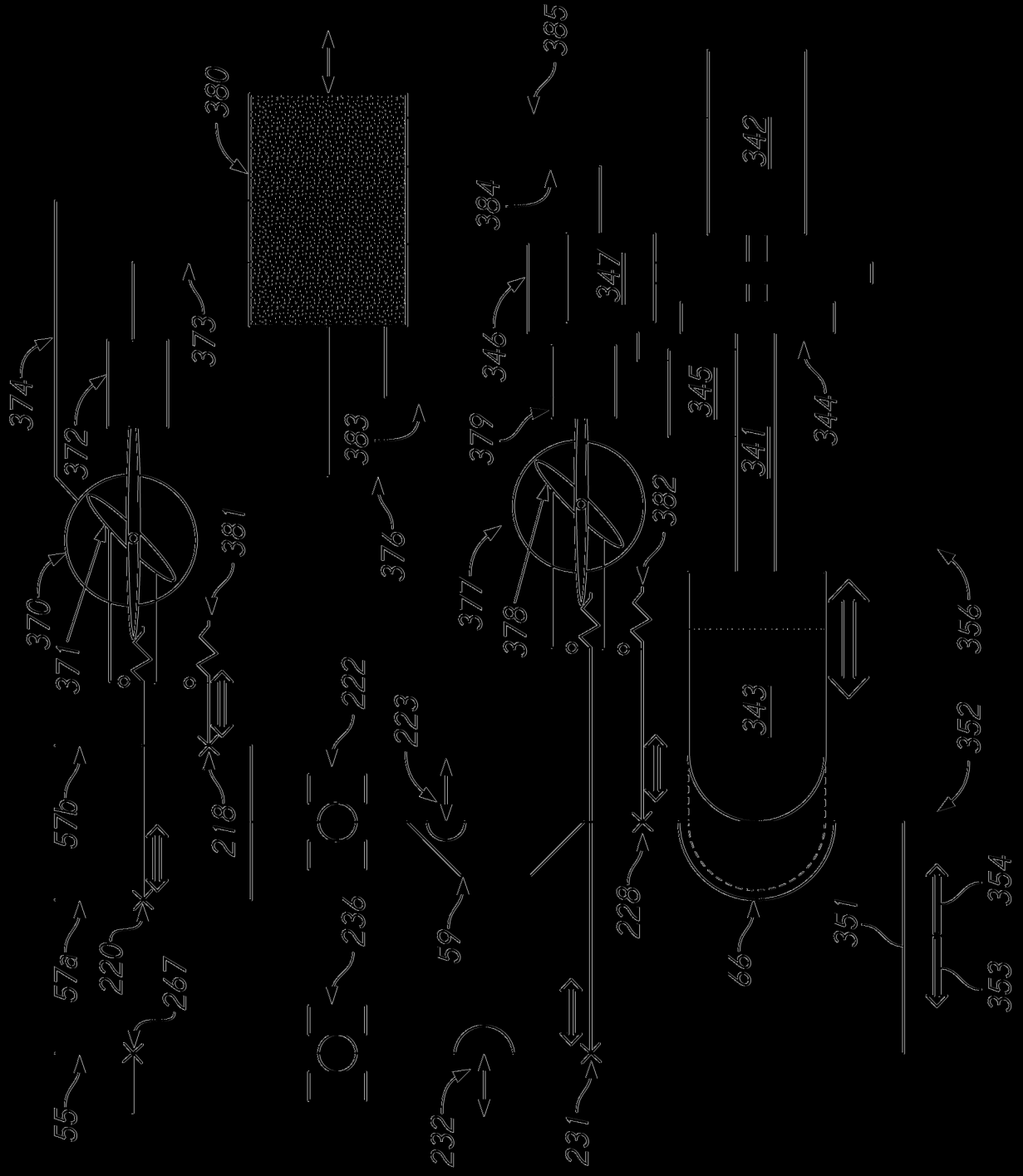
【圖23】



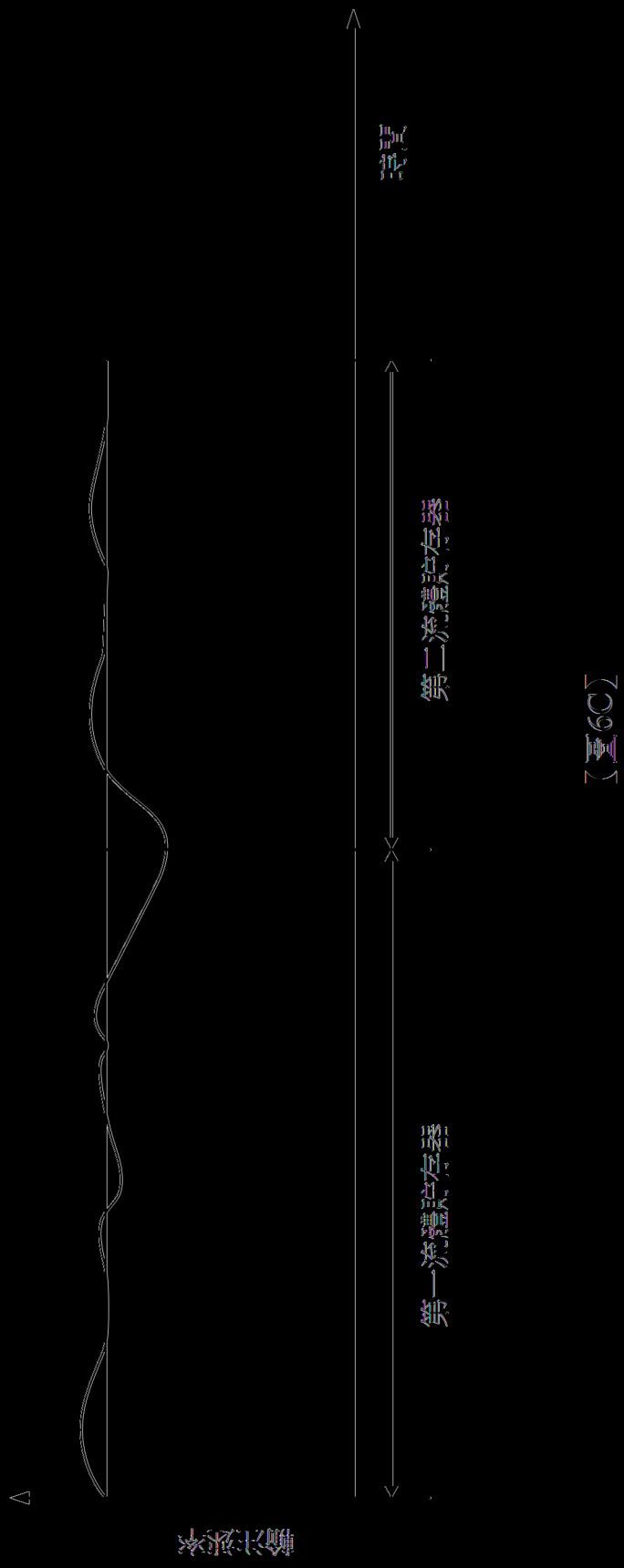
[圖2E]



[(同)3A]



[圖3C]



輸出速率

【圖6C】